



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE MATERIAIS NANO-  
CERÂMICOS CAD/CAM, UTILIZANDO UM ADESIVO ETCH-  
AND-RINSE DE TRÊS PASSOS E RESINA COMPOSTA  
AQUECIDA**

Trabalho submetido por  
**Inês Margarida Moreira Pereira da Silva**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**setembro de 2016**





# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE MATERIAIS NANO- CERÂMICOS CAD/CAM, UTILIZANDO UM ADESIVO ETCH - AND-RINSE DE TRÊS PASSOS E RESINA COMPOSTA AQUECIDA**

Trabalho submetido por  
**Inês Margarida Moreira Pereira da Silva**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Professor Doutor Armando Sena**

e coorientado por  
**Prof. Doutor José João Mendes**

**setembro de 2016**



## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Armando Sena, pelo apoio nesta longa jornada, pelos ensinamentos transmitidos e a confiança que depositou em mim;

Ao Prof. Doutor José João Mendes, pela confiança, apoio, disponibilidade, pelos ensinamentos constantes e pela motivação ao longo de todo o meu percurso académico, tornando possível ultrapassar todos os obstáculos e desafios a que me propus;

Ao Instituto Superior de Ciências de Saúde Egas Moniz pela disponibilidade e cedência do espaço.

Ao Mestre Paulo Monteiro e Dr. João Rua, pela confiança que depositaram em mim, pela paciência, empenho e dedicação ao longo deste percurso, partilhando sempre a sua sabedoria e paixão, motivando sempre quem os rodeia;

Ao Prof. Doutor Alves Matos, pela prestabilidade e ajuda na compreensão e manipulação do microscópio eletrónico de varrimento, essencial para o enriquecimento desta tese;

Ao Prof. Doutor Mário Polido, pela disponibilidade e ajuda indispensáveis no funcionamento dos equipamentos e técnicas essenciais para utilização do laboratório de biomateriais;

A todos os meus colegas e amigos, pela preocupação, alegrias e apoio incondicional nos piores e melhores momentos.

À minha família, especialmente aos meus pais e irmã Catarina, pelo apoio incansável desde sempre, amor incondicional e alegrias, que me incentivaram a ir mais além;

A todos, muito obrigada!



## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar a resistência adesiva ( $\mu$ TBS) à dentina média de materiais nano cerâmicos CAD/CAM utilizando um adesivo etch-and-rinse de três passos e uma resina composta aquecida.

**Materiais e Métodos:** Vinte e cinco molares hígidos foram submetidos ao selamento imediato da dentina (IDS), após a exposição da dentina média.

Passado 24h, foram divididos em 3 grupos, todos cimentados com resina composta pré- aquecida Z100<sup>®</sup> MP Restorative (3M ESPE<sup>®</sup> St. Paul, MN, USA). O primeiro grupo foi subdividido em 3 grupos, cada utilizou 1 marca de nano cerâmica diferente [Lava Ultimate<sup>®</sup> (3M ESPE<sup>®</sup> St. Paul, MN, EUA), Cerasmart<sup>®</sup> (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japão), Brilliante Crios<sup>®</sup> (Coltene<sup>®</sup>, Altstätten, Suíça)], segundo o protocolo de tratamento de superfície estabelecido. No segundo grupo foi utilizada uma resina híbrida [Enamic<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik<sup>®</sup>, Bad Säckingen, Alemanha)]. No terceiro grupo, grupo controlo, foi utilizada uma resina composta indireta [Gradia<sup>®</sup> (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japão)].

Após 24 horas, as amostras foram seccionadas com uma lâmina diamantada a alta rotação, na direção X e Y, obtendo palitos com a secção de  $0,8 \pm 0,2 \text{ mm}^2$ . Os palitos foram tracionados numa máquina de testes universal à velocidade de 1 mm/min. Na análise estatística utilizou-se o ANOVA one-way e testes post-hoc com  $p \leq 0,05$  (SPSS 22.0).

**Resultados:** Os valores mais elevados foram obtidos no grupo G2T1 (15,5322 Mpa) e os mais baixos no grupo G1T1 (8,0654 Mpa), sendo estatisticamente significativos entre si ( $p=0.00$ ).

**Conclusão:** Apesar de ser utilizado o mesmo protocolo adesivo, as resinas nano cerâmicas apresentam diferentes valores entre si. Apresentam também valores diferentes quando comparadas com uma resina híbrida e uma resina composta indireta.

**Palavras-chave:** Protocolo adesivo; Resina nano cerâmica; Resina híbrida, Resina indireta;

## ABSTRACT

**Objectives:** To evaluate de bond strength ( $\mu$ TBS) of medium dentin and CAD/CAM Nano ceramic material, using a 3 steps etch-and-rinse bond and heated resin.

**Materials and methods:** Twenty-five healthy molars received immediate dentin sealing (IDS) technique, after medium dentin exposure.

After 24h, the teeth were split into 3 groups, all luted with pre-heated resin composite Z100<sup>®</sup> MP Restorative (3M ESPE<sup>®</sup> St. Paul, MN, USA). The first group was divided into 3 sub-groups. Each was bonded to a different nano ceramics brand [Lava Ultimate<sup>®</sup> (3M ESPE<sup>®</sup> St. Paul, MN, USA), Cerasmart<sup>®</sup> (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japan), Brillante Crios<sup>®</sup> (Coltene<sup>®</sup>, Altstätten, Switzerland)], following the established protocol. The second group, used a hybrid ceramic resin [Enamic<sup>®</sup> (Vita Zahnfabrik<sup>®</sup>, Bad Säckingen, Germany)]. The third group, the control group, used indirect resin blocks [Gradia<sup>®</sup> (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japan)].

After 24 hours, the specimens were cut with a high speed diamond blade rotation, in a X and Y direction in order to receive sticks with a  $0.8 \pm 0.2 \text{ mm}^2$  section. The sticks were pulled in a universal testing machine at 1 mm/min. For the statistical analysis, ANOVA one-way and post-hoc with  $p \leq 0.05$  test were used (SPSS22.0).

**Results:** Higher values were obtained in G2T1 group (15.5322 MPa) and the lowest in the group G1T1 (8.0654 MPa), with statistically significant among themselves ( $p = 0.00$ ).

**Conclusion:** Although the same adhesive protocol was used with the nano ceramic material, the results obtained were different. The results were different between a nano ceramics resins and a hybrid resin and an indirect resin.

**Keywords:** Adhesive protocol; Resin nano ceramic; Hybrid resin, Indirect resin;



# ÍNDICE GERAL

<b>I.Introdução.....</b>	<b>11</b>
<b>1.Esmalte.....</b>	<b>11</b>
<b>2.Dentina.....</b>	<b>11</b>
<b>2.1.Constituição.....</b>	<b>12</b>
<b>3.Restaurações Indiretas .....</b>	<b>13</b>
<b>3.1.Artesanal .....</b>	<b>14</b>
<b>3.1.1.Técnicas disponíveis.....</b>	<b>15</b>
<b>3.2.Resina nano cerâmica .....</b>	<b>15</b>
<b>3.2.1.Características .....</b>	<b>17</b>
<b>3.3.Polymer-infiltrated-ceramic-network material .....</b>	<b>17</b>
<b>4.Resinas Indiretas .....</b>	<b>19</b>
<b>4.1.Características gerais.....</b>	<b>19</b>
<b>4.2.Tipos de resinas compostas indiretas .....</b>	<b>19</b>
<b>4.2.1.Primeira geração.....</b>	<b>20</b>
<b>4.2.1.1.Características .....</b>	<b>20</b>
<b>4.2.2.Segunda geração .....</b>	<b>20</b>
<b>4.2.2.1.Características .....</b>	<b>22</b>
<b>5.Adesão.....</b>	<b>22</b>
<b>5.1.Adesão ao esmalte e à dentina .....</b>	<b>23</b>
<b>6.Método de tratamento de superfície das restaurações indiretas.....</b>	<b>26</b>

<b>6.1.Criação de rugosidades .....</b>	<b>26</b>
<b>6.1.1.Tratamento mecânico das superfícies .....</b>	<b>27</b>
<b>6.1.2.Condicionamento químico das superfícies.....</b>	<b>28</b>
<b>6.2.Limpeza da superfície .....</b>	<b>28</b>
<b>6.2.1.Banho ultrassônico .....</b>	<b>28</b>
<b>6.2.2.Ácido ortofosfórico .....</b>	<b>28</b>
<b>6.3.Aplicação do silano.....</b>	<b>29</b>
<b>6.4.Cimentação definitiva .....</b>	<b>29</b>
<b>6.4.1.Resinas compostas .....</b>	<b>30</b>
<b>7.Immediate Dentin Sealing .....</b>	<b>31</b>
<b>8.Testes à força adesiva .....</b>	<b>32</b>
<b>8.1.Tipos de fratura.....</b>	<b>33</b>
<b>9.Recolha da amostra .....</b>	<b>33</b>
<b>10.Microscopia Eletrónica de Varrimento .....</b>	<b>33</b>
<b>10.1.Preparação das amostras de tecido dentário.....</b>	<b>34</b>
<b>II.Objetivo .....</b>	<b>36</b>
<b>III.Hipóteses de estudo.....</b>	<b>37</b>
<b>IV.Materiais e Métodos .....</b>	<b>38</b>
<b>1.Análise estatística .....</b>	<b>48</b>
<b>V.Resultados.....</b>	<b>50</b>
<b>1.Análise da resistência adesiva .....</b>	<b>50</b>

<b>2.Análise da fratura .....</b>	<b>52</b>
<b>2.1.Comparação entre os diferentes grupos e o tipo de fratura .....</b>	<b>52</b>
<b>3.Análise da força adesiva consoante a fratura .....</b>	<b>53</b>
<b>VI.Discussão .....</b>	<b>58</b>
<b>VII.Conclusões .....</b>	<b>63</b>
<b>VIII.Relevância Clínica .....</b>	<b>64</b>
<b>IX.Perspetivas futuras .....</b>	<b>65</b>
<b>X.Bibliografia .....</b>	<b>66</b>
<b>XI.Anexos</b>	

# ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-</b> Túbulos dentinários .....	12
<b>Figura 2-</b> Superfície de uma resina nano cerâmica.....	16
<b>Figura 3-</b> Configuração da resina híbrida com sem depois de sofrer condicionamento com ácido hidrofluorídrico: P é a rede de polímero e C é a rede de cerâmica condicionada .....	18
<b>Figura 4 -</b> configuração da superfície da resina Gradia® (GC®, Tokyo, Japan) em SEM .....	21
<b>Figura 5 -</b> Estratégias de adesão ( <i>Perdigão, 2007</i> ).....	24
<b>Figura 6-</b> Caracterização da superfície de um cimento resina microhíbrida Z100® MP (3M ESPE® St. Paul, MN, USA) aquecido a 55° e visualizado em SEM.....	31
<b>Figura 7-</b> Processo de obtenção de imagem do SEM (Schstten, 2013) .....	34
<b>Figura 8-</b> Marcas dos blocos CAD/CAM utilizados.....	39
<b>Figura 9-</b> Resina composta indireta Gradia® (GC®, Tokyo, Japão) .....	39
<b>Figura 10 -</b> Processo de cimentação .....	42
<b>Figura 11 -</b> Dente colocado no suporte de acrílico .....	43
<b>Figura 12 -</b> Peça dentária cortada .....	43
<b>Figura 13-</b> Criação de Smear Layer.....	43
<b>Figura 14-</b> OptiBond® FL.....	43
<b>Figura 15 -</b> Protocolo IDS .....	44
<b>Figura 16-</b> Jato de oxido de alumínio .....	44
<b>Figura 17-</b> Ácido Hidrofluorídrico .....	44
<b>Figura 18-</b> Pressão Controlada .....	45
<b>Figura 19-</b> Amostra cimentada .....	45

<b>Figura 20-</b> Montagem dos palitos .....	46
<b>Figura 21-</b> Tipo de fraturas: imagens de cada tipo de fratura obtidas por lupa estereoscópica e esquematização das mesmas. ....	48
<b>Figura 22-</b> Esquema do protocolo utilizado .....	48
<b>Figura 23-</b> Percentagem de amostras por grupo .....	50
<b>Figura 24-</b> Gráfico de comparação entre Média e Desvio padrão por grupo .....	51
<b>Figura 25-</b> Percentagem de fraturas por grupo. É evidente uma maior quantidade de fraturas adesivas no grupo controlo quando comparada com os outros grupos. ....	53
<b>Figura 26 -</b> Gráfico da percentagem do número de amostras por grupo e por tipo de fratura .....	53
<b>Figura 27-</b> Gráfico de comparação entre Médias e Desvio padrão de amostras por grupo e por tipo de fratura.....	55

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1-</b> Esquematização dos grupos .....	38
<b>Tabela 2-</b> Lista de materiais .....	40
<b>Tabela 3-</b> Média e desvio padrão obtidos em cada grupo .....	50
<b>Tabela 4-</b> Anova de Welch .....	51
<b>Tabela 5-</b> Relação estatística entre as médias obtidas. Foi obtido significado estatístico entre o grupo G1T1 e os restantes. ....	52
<b>Tabela 6-</b> Médias e Desvio padrão de amostras por grupo e por tipo de fratura.....	54
<b>Tabela 7-</b> Anova de Welch de amostras por grupo e por tipo de fratura .....	55
<b>Tabela 8-</b> Relação estatística entre as médias obtidas. Foi obtido significado estatístico entre o grupo G1T1a e os restantes, excetuando o grupo G1T3a E G2T1c. Existe também uma relação evidente entre o grupo G1T3a e G2T1a e G3T1c. é visível também uma relação entre o grupo G2T1a e G2T1c e G3T1a. ....	57
<b>Tabela 9-</b> Estudos comparados .....	63

## LISTA DE ABREVIATURAS

**BC** – Brilliant Crios

**Bis-GMA** - Bisfenol A-glicidil Metacrilato

**CAD/CAM** - *Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing*

**CES** – Cerasmart

**CIR** – Compósito Indireto de Resina

**CRP** - *Ceramic-reinforced polymer*

**GD** - Gradia

**ENA** - Enamic

**HI** – Ácido Hidrofluídrico

**HT** - *High Temperature*

**HT-HP** - *High Temperature-High Pressure*

**LU** - Lava Ultimate

**PICN** - Compósitos de Fase Interpenetrante

**PICN's** - *Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network material*

**RI** – Restauração Indireta

**SEM** - Microscópio Eletrónico de Varrimento

**TEGDMA** - Trietileno Glicol Dimetacrilato

**UDMA** - Uretano Dimetacrilato





# I. Introdução

## 1. Esmalte

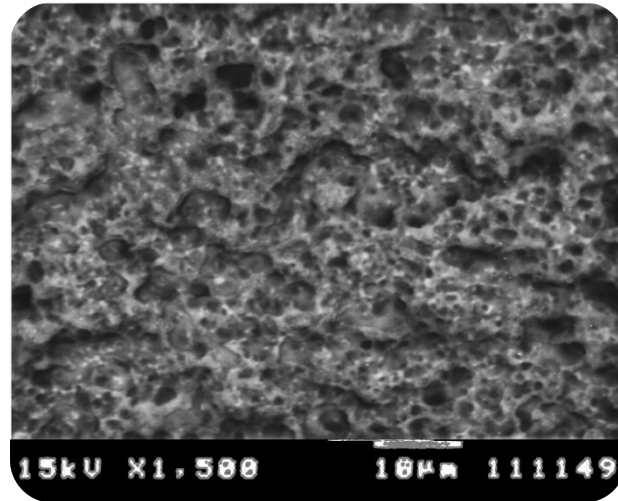
O esmalte, estrutura que representa a cobertura exterior do dente, é o tecido mais duro e rígido da classe dos mamíferos. Este tem, aproximadamente, 5  $\mu\text{m}$  de diâmetro de prismas encapsuladas por pequenas bainhas, ricas em proteínas, paralelas entre si e perpendiculares à junção amelodentinária. Estes prismas dispõem-se da dentina até a superfície externa do esmalte. Em algumas áreas os canalículos podem enrolar-se entre si ou alterar a sua direção ligeiramente, reforçando assim toda a estrutura do esmalte. Esta estrutura é importante para que haja uma correta dissipação das forças de stress (Habelitz, Marshall, Jr, & Balooch, 2001; He & Swain, 2008).

Cada prisma é composto por cristais de hidroxiapatite carbonada bem acondicionados, envolvidos numa camada de enamelina (Habelitz et al., 2001).

Para além desta componente inorgânica, o esmalte contém uma matriz orgânica. Esta matriz é composta por vários componentes: aminoácidos livres, quantidades consideráveis de glicina, alguns aminoácidos aderidos tanto à fase mineral como a um número de agregados complexos de tamanhos variáveis e monómeros. Existe um estudo que detetou, também, colagénio tipo I em amostras de esmalte maduro. As proteínas e o colagénio presente entre os cristais têm a função de manter unidos os cristais de hidroxiapatite, mantendo a sua estrutura do esmalte (He & Swain, 2008).

## 2. Dentina

A dentina é o maior componente estrutural da peça dentária. É constituída por um sistema tubular, como podemos verificar na **Figura 1**, que se estende desde a polpa ao esmalte, sendo protegida por este (R. M. Carvalho, Tjäderhane, Manso, Carrilho, & Carvalho, 2012; Kinney, Nalla, Pople, Breunig, & Ritchie, 2005).



**Figura 1-** Túbulos dentinários

Cada túbulo tem uma forma de cone invertido, em que o maior diâmetro está próximo da polpa, fazendo com que a densidade de túbulos seja menor na periferia. Essa diferença de densidade leva a uma variação na permeabilidade (R. M. Carvalho et al., 2012; Mjör, 2009).

Pashley, em 1996, descreveu a dentina como um composto biológico poroso constituído de partículas de apatite cristalina. Outros autores descrevem a dentina como uma estrutura biológica formada por um composto de fibras-reforçadas contínuas. Cada fibra é constituída pela matriz intertubular, o lúmen dos túbulos e a dentina peritubular que lhe é associada. (Perdigão, 2010).

## **2.1. Constituição**

A dentina humana é composta por aproximadamente 70 % de matéria inorgânica (principalmente apatite carbonada), 18 % de matéria orgânica (maioritariamente colagénio tipo I), e 12 % de água. Quando consideramos o volume, a matéria orgânica e a água constituem a maioria do tecido, sendo estas percentagens variáveis (R. M. Carvalho et al., 2012).

Está descrito na literatura, que a área ocupada pelos túbulos na junção amelocimentaria é cerca de 1%, enquanto que na zona pulpar é cerca de 22%. Este fato combinado com a conformação tubular leva à criação de uma diferença de densidades (Perdigão, 2010).

Cada túbulo é rodeado por dentina peritubular que é rica em matéria orgânica. Por outro lado, cada túbulo é ocupado por fluido dentinário, que consiste em cerca de 95% de água. A diferença de percentagem de túbulos associada a percentagem de água, criando uma diferença entre a adesão à dentina superficial (que apresenta valores maiores), e à dentina profunda (que esta mais comprometida) (R. M. Carvalho et al., 2012; Perdigão, 2010).

Quando desmineralizada, a estrutura dentinária sofre alterações que levam ao aumento da concentração de água, influenciando negativamente os valores da resistência adesiva (R. M. Carvalho et al., 2012).

### **3. Restaurações Indiretas**

O objetivo dos biomateriais dentários é mimetizar a complexidade do esmalte e dentina, biológica e mecanicamente. Esta tarefa está bastante dificultada devido à complexidade da estrutura dentária (Duarte, Sartori, & Phark, 2016).

As restaurações indiretas, surgem numa tentativa de superar alguns problemas das restaurações diretas: consequências da contração de polimerização, desadaptação marginal, pouca resistência ao desgaste, estabilidade da cor, criação do ponto de contacto e sensibilidade pós-operatória. Esta técnica é efetuada extraoralmente, e permite uma maior conversão dos monómeros, aumentando assim as propriedades da restauração (Harorli, Barutcugil, Kirmali, & Kapdan, 2015; Mainjot, Dupont, Oudkerk, Dewael, & Sadoun, 2016).

Na atualidade verifica-se uma demanda cada vez maior de restauração sem metal, explicada pelas preferências estéticas dos pacientes. O surgimento da tecnologia *Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM) permite a confecção de restaurações que, segundo a literatura, contêm uma qualidade uniforme, restaurações com a cor do dente, grande reprodutibilidade, previsibilidade, consistência

e redução dos custos de produção. A introdução desta tecnologia veio modificar a classe das restaurações indiretas (RI) (Arao, Yoshida, & Sawase, 2015; Bähr et al., 2013; Mainjot et al., 2016)

Mainjot et al. 2016, propõem uma divisão para a classe das RI que se baseia em 3 princípios: o tipo de processo de manufatura (artesanal vs. blocos CAD/CAM); o tipo de microestrutura (com matriz dispersa ou *polymer-infiltrated-ceramic-network material* [PICN's]); o modo de polimerização (light; *high temperature* [HT] ou *high temperature-high pressure* [HT-HP]); a composição da matriz da resina, o tamanho da matriz e o seu volume.

### **3.1. Artesanal**

Neste grupo incluem-se as restaurações de compósitos que são construídas de forma artesanal extraoralmente, pela utilização de camadas de resina. São restaurações com uma popularidade crescente, com um grande uso clínico, especialmente para dentes anteriores e posteriores no que toca a inlays, onlays e *jacket crowns*. Têm também indicação para outro tipo de restaurações como facetas laminadas, coroas, coroas anteriores não extensas (Kirmali, Barutcugil, Harorli, Kapdan, & Er, 2015; Mainjot et al., 2016; Yüzbaşıoğlu & Sayar-Torun, 2016).

Esta técnica permite evitar o efeito negativo que a contração de polimerização tem nas paredes do dente. É um processo conservador e exige um menor tempo de realização quando comparado com restaurações em cerâmica. Por outro lado, permite controlar outros fatores que influenciam a percentagem de conversão dos monómeros das resinas compostas. Por outro lado, permite uma maior homogeneidade na polimerização (Ferracane & Hilton, 2016; Kirmali et al., 2015; Mainjot et al., 2016).

Para uma restauração a longo prazo é possível afirmar que as restaurações indiretas artesanais em compósito são boas alternativas (Kirmali et al., 2015).

### **3.1.1. Técnicas disponíveis**

#### **a) Método Direto-Indireto/ Semi-Indireto**

Inicia-se a técnica pela aplicação de um separador. De seguida condensa-se o compósito na cavidade. A restauração é retirada da cavidade e polimerizada extraoralmente através de luz ou calor.

Esta técnica tem como vantagem utilizar apenas uma consulta e dispensa a confecção de uma impressão (Nandini, 2010).

#### **b) Método Indireto**

É fabricado em gesso, após a aplicação de um separador no gesso. O material é condensado em incrementos e fotopolimerizado por 40 segundos. A peça é retirada do gesso e aquecida num forno a 100° por 15 minutos.

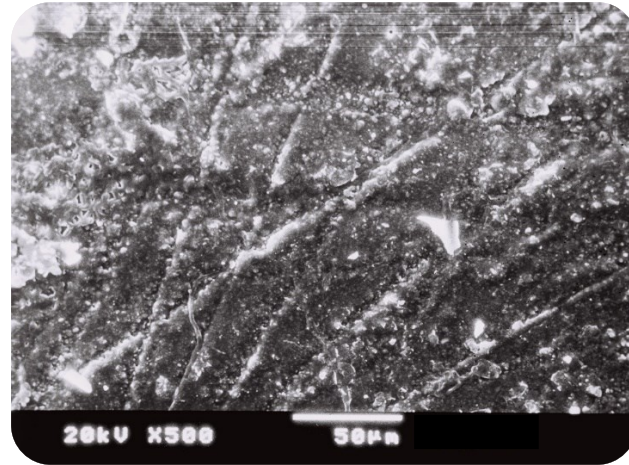
Esta técnica tem como vantagem um melhor contorno interproximal (Nandini, 2010).

### **3.2. Resina nano cerâmica**

As resinas nano cerâmicas surgem associadas aos blocos CAD/CAM com matriz dispersa (Mainjot et al., 2016).

O primeiro a aparecer no mercado foi o bloco Paradigm<sup>®</sup> MZ100 (3M ESPE<sup>®</sup>, St. Paul, MN, USA) e, comparado com o compósito direto Z100 (3M ESPE<sup>®</sup>, St. Paul, MN, USA) não traz nenhuma nova característica (Mainjot et al., 2016).

As resinas “nano cerâmicas” foram introduzidas mais tarde pela 3M com a designação de Lava<sup>®</sup> Ultimate (LU) (3M ESPE<sup>®</sup>, St. Paul, MN, USA). Na sua constituição apresenta uma matriz de polímero composta com 80% de nano partículas de zircónia e aglomerados de sílica, por peso, como pode ser visto na **Figura 2**. As nano partículas têm uma integridade estrutural que permite uma elevada proporção de matriz cerâmica dentro dos blocos (Awada et al., 2015; Mainjot et al., 2016; Park & Choi, 2016; Zaghoul & Emam, 2013).



**Figura 2-** Superfície de uma resina nano cerâmica

Nestes blocos foi introduzido o uretano dimetacrilato (UDMA) e a realização da polimerização é feita por calor e não por luz (para uma maior conversão do monómero). A introdução do UDMA leva a uma melhor dupla polimerização, comparado com o bisfenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), uma menor absorção de água e uma menor solubilidade. A necessidade de utilização de trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) nestes blocos é reduzida, o que diminui a contração de polimerização (Duarte et al., 2016; Mainjot et al., 2016).

Mais tarde é introduzido no mercado, uma nova vertente destes blocos a que se deu o nome de “resinas híbridas”, apresentadas pela GC<sup>®</sup> (Tokyo, Japão), Cerasmart<sup>®</sup>, e pela Shofu<sup>®</sup> (Shofu Inc., Kyoto, Japão), Ceramage<sup>®</sup>. Nestes casos específicos, este termo é apenas comercial, não tendo qualquer correlação com as propriedades do material ou noções científicas. Considerados portanto, de um ponto de vista mecânico, como pertencentes ao mesmo grupo das resinas nano cerâmicas (Mainjot et al., 2016).

Segundo a *American Dental Association*, a definição dos materiais de porcelana-cerâmica (efetivo em janeiro 1, 2013) no seu “*Current Dental Terminology Code*” para reembolso de seguros, que autoriza as resinas nano cerâmicas a serem classificadas como cerâmicas de porcelana (Magne, Carvalho, Bruzi, & Giannini, 2015).

### 3.2.1. Características

Em estudos realizados, o material nano cerâmico, devido à sua estrutura acima referida, tem uma elevada força, resistência à fratura e ao desgaste. Tem também uma manutenção do polimento muito boa, permitindo assim uma melhor estética, eliminando a necessidade da utilização de um forno a altas temperaturas. (Park & Choi, 2016).

Magne et al., 2015, demonstra que neste material encontrar-se uma maior resistência de impacto à fratura (cerca de 1333 N) e melhor resistência à flexão (com valores de >240 Mpa) comparado com dissilicato de lítio, cerâmica feldspática, e outros materiais CAD/CAM. Comparado com cerâmicas feldspáticas, LU e CES apresentam uma maior resistência à fratura, uma menor dureza e módulo de elasticidade. *The two-body wear* não é significativamente diferente do esmalte humano e é similar a outros materiais CAD/CAM. Em relação à rugosidade de superfície, as resinas nano cerâmicas são satisfatórias comparadas com cerâmica de vidro reforçada com leucite. Como desvantagens apresenta a falta de estabilidade de cor (Acar, Yilmaz, Altintas, Chandrasekaran, & Johnston, 2015; Al-harbi, Ayad, Arrejaie, Bahgat, & Baba, 2015; Awada et al., 2015).

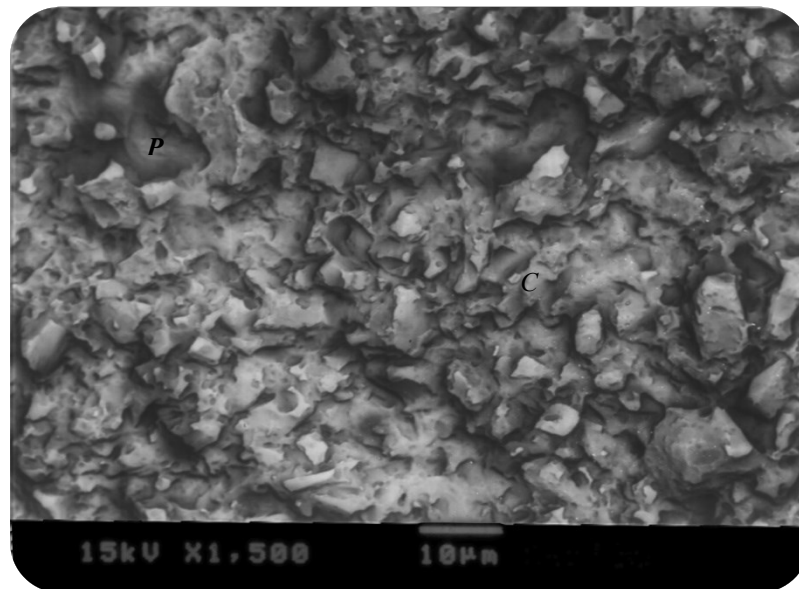
Do ponto de vista clínico, a utilização de nano cerâmicas traz grandes vantagens como: o seu reduzido tempo de preparação, menor desgaste das brocas de preparação e, margens mais precisas devido ao seu conteúdo em resina. Há também a possibilidade de polimento, não é necessária a utilização de altas temperaturas e provoca pouco desgaste nas cúspides antagonistas (Magne et al., 2015).

### 3.3. *Polymer-infiltrated-ceramic-network material*

Consiste num material constituído por duas redes contínuas interpenetradas. Uma das redes é material cerâmico e a outra um polímero. Este material difere dos compósitos com matriz dispersa pois, em vez de partículas dispersas, tem uma rede tridimensional que permite formar um esqueleto real. Este esqueleto permite uma melhor distribuição do stress nas várias direções (Mainjot et al., 2016).

Num estudo realizado por Coldea et al, 2013 foi verificado que as propriedades mecânicas (resistência à flexão e deformação na rutura) de cerâmica feldspática são melhoradas pela infiltração de uma segunda fase (polímero) no precursor cerâmico poroso.

As cerâmicas Enamic<sup>®</sup> (ENA), introduzidas em 2012 pela VITA Zahnfabrik<sup>®</sup>, Bad Säckingen, Alemanha, consistem numa rede de cerâmica infiltrada com polímero, que contem 86% (por peso) de matriz cerâmica feldspática, infiltrada com um copolímero (dimetacrilato de uretano e trietileno glicol dimetacrilato), como podemos ver na **Figura 3** . São polimerizadas através de um sistema de HT-HP. A alta temperatura melhora o processo de polimerização, enquanto que a alta pressão diminui a contração de polimerização. É um material com características de desgaste, flexão e elasticidade similares à dentina (Awada et al., 2015; Mainjot et al., 2016; Peampring, 2014).



**Figura 3-** Configuração da resina híbrida com sem depois de sofrer condicionamento com ácido hidrófluídrico: *P* é a rede de polímero e *C* é a rede de cerâmica condicionada

Comparadas com as nano cerâmicas, as PICN's têm como principal propriedade a utilização de um polímero em vez de uma fase de vidro, como encontramos noutros Compósitos de Fase Interpenetrante (PIC) (Coldea, Swain, Thiel, & Cam, 2013).

Com este material tem-se o objetivo de melhorar as características mecânicas comparadas com outros materiais mais convencionais (Coldea et al., 2013).



## **4. Resinas Indiretas**

Desde que foram introduzidos em 1962 por Bowen, os compósitos têm sofrido alterações na sua formulação. Essa evolução deu origem à divisão dos compósitos em dois grupos, compósitos de resina diretos e compósitos de resina indiretos (Nandini, 2010; Sonarkar, Purba, Singh, Podar, & Yadav, 2015).

Os compósitos indiretos de resina (CIR), também referidos como compósitos protéticos ou compósitos de laboratório, são uma das soluções para a realização de grandes restaurações posteriores (Nandini, 2010).

### **4.1. Características gerais**

Verifica-se, nos últimos anos, uma evolução constate das resinas compostas diretas. No entanto, quando falamos em restaurações de grande dimensão, a contração de polimerização permanece um obstáculo nestas cavidades de elevado fator C (Sonarkar et al., 2015).

Uma das grandes desvantagens das resinas diretas encontra-se em grandes cavidades, onde não exista margens de esmalte. A interface adesiva não consegue resistir a contração de polimerização, levando a infiltrações da margem gengival, sensibilidade pós-operatória e cáries secundárias (Garshasbzadeh, Mirzaie, Yassini, Shahabi, & Chiniforush, 2014; Nandini, 2010).

As resinas indiretas têm demonstrado na literatura vantagens clínicas, especialmente melhores propriedades mecânicas quando comparadas com outros compósitos (Gan et al., 2016).

### **4.2. Tipos de resinas compostas indiretas**

#### **4.2.1. Primeira geração**

Em 1980s, Touati e Mörmann apresentaram a primeira geração de CIR para *inlays* e *onlays*. As primeiras resinas compostas têm uma composição idêntica aos compósitos diretos de resina (Nandini, 2010; Sonarkar et al., 2015).

Estas resinas utilizam, como iniciador, canforoquinonas, que deixavam cerca de 25%- 50% de grupos de metacrilato por polimerizar. Era depois utilizada uma polimerização extraoral que melhorava a percentagem de conversão do monómero e reduzia os efeitos adversos da contração de polimerização. A única contração de polimerização existente era associada ao cimento (Nandini, 2010).

##### **4.2.1.1 .Características**

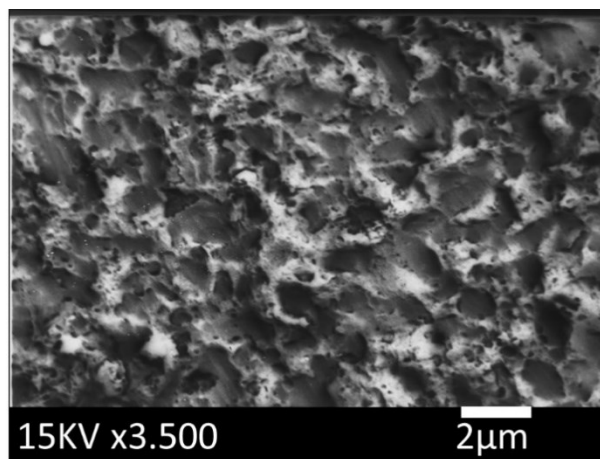
Nestes compósitos é observado uma taxa de conversão 6%-44% maior comparando com as resinas compostas diretas. Apresentam uma dureza de 10-60 Mpa e um módulo de elasticidade que vai dos 2000-5000 Mpa (Nandini, 2010).

Segundo os estudos realizados, a temperatura da segunda polimerização tem mais importância na conversão de monómeros comparada com a sua duração. Clinicamente a maior conversão de monómeros torna-se irrelevante já que, segundo a literatura, o tratamento com calor não melhora a resistência ao desgaste da restauração (Nandini, 2010).

Os resultados das resinas indiretas de primeira série, tanto clinicamente com *in-vitro*, mostraram-se francamente fracos. Devido a este fato, foram propostas algumas melhorias: aumento da carga inorgânica, redução do tamanho das partículas e modificação do sistema de polimerização; que levaram a criação da geração seguinte (Gan et al., 2016; Nandini, 2010).

#### **4.2.2. Segunda geração**

A segunda geração de compósitos de resina indiretos apresenta partículas “microhíbridas” com diâmetros que variam entre os 0.004-1 $\mu$ , como podemos ver na **Figura 4**, contrastando com os compósitos microparticulados da primeira geração (Gan et al., 2016; Nandini, 2010).



**Figura 4** - configuração da superfície da resina Gradia® (GC®, Tokyo, Japan) em SEM

Contêm também um aumento da quantidade de matriz inorgânica, diminuído por isso a matriz orgânica. Esta modificação leva a um aumento das propriedades mecânicas das resinas e a uma diminuição da contração de polimerização, respetivamente (Nandini, 2010; Yüzbaşıoğlu & Sayar-Torun, 2016).

Foram introduzidas novas formas de polimerização específicas para as RIC de segunda geração, permitindo um maior nível de conversão de monómero e aumento da formação de cadeias entre monómeros. As novas técnicas envolvem polimerização por calor a diferentes temperaturas, polimerização numa atmosfera de nitrogénio, uma diminuição inicial da fotopolimerização e irradiação com feixe de eletrões (Gan et al., 2016; Mittal, Goyal, Gauba, & Kapur, 2016; Nandini, 2010).

Outra das técnicas apresentadas foi o reforço com fibras que funcionam como um *stop* de *cracks* das resinas e aumentam as propriedades da resina (Nandini, 2010).

#### **4.2.2.1. Características**

Os compósitos de segunda geração têm uma resistência a flexão de 120-160 Mpa, um módulo de elasticidade de 8.5-12 Gpa e uma rugosidade de superfície que deriva entre os 6-8  $\mu\text{m}$  dependendo do material.

Os compósitos de resina indiretos de segunda geração apresentam uma melhor adaptação marginal quando comparados com resinas e cerâmicas.

Um dos problemas encontrados nos materiais de compósito é a alteração da cor. Nos compósitos de segunda geração, embora este problema continue, as mudanças encontram-se dentro de um padrão clinicamente aceitável. Por outro lado, apresentam também uma degradação quando presentes no meio oral.

Este material apresenta uma rugosidade de superfície que pode levar a uma maior acumulação de placa. Este problema pode ser reduzido através do polimento com pasta de diamante (Nandini, 2010).

## **5. Adesão**

“Adesão é o processo de formar uma junção adesiva, que consiste em dois substratos unidos um com o outro” (Perdigão, 2007).

Na dentisteria moderna, a adesão tem ganho importância devido a adoção de uma abordagem perante a peça dentária focada na maior conservação de tecido dentário sã, promovendo por outro lado uma forma de acesso que permita a remoção do tecido cariado. Para esta abordagem ser passível, esta nova vertente apoia-se na efetividade dos materiais adesivos. Os adesivos dentários são soluções de monómeros de resina que juntam um material restaurador com um substrato dentário, depois de os monómeros serem ativados por polimerização. O principal objetivo de uma restauração aderida é obter uma adaptação íntima com o material restaurador, sendo que a escolha do adesivo pode influenciar positiva ou negativamente a adesão às margens dentinárias (Cardoso et al., 2011; Duarte, de Freitas, Saad, & Sadan, 2009; Perdigão, 2007).

### 5.1. Adesão ao esmalte e à dentina

Uma das grandes descobertas que revolucionou a adesão foi a utilização de ácido ortofosfórico para dissolução superficial de tecidos duros dentários, processo descrito em 1995 por Buonocore. Este ácido pode ser utilizado tanto na dentina como no esmalte, sendo que a sua ação na dentina tem vindo a ser considerada mais difícil e menos previsível (Cardoso et al., 2011; Perdigão, 2007).

Em relação ao esmalte, a aplicação do ácido leva à criação de microporosidades. Nestas, depois de aplicado o adesivo, vão-se infiltrar monómeros de resina que envolvem os cristais de hidroxiapatite expostos. Esta interligação entre os prolongamentos de resina e a superfície de esmalte desmineralizado resulta numa melhor adesão possível ao tecido dentário. Esta união sela efetivamente as margens da restauração a longo prazo e protege a interface da união do material à dentina que é muito mais frágil (Cardoso et al., 2011; Perdigão, 2007; Van Meerbeek et al., 2010).

A dentina tem uma natureza mais heterógena, devido aos cristais de hidroxiapatite dispostos numa rede de colagénio, e uma constituição mais orgânica. Estes fatores vão tornar o processo de adesão mais difícil (Cardoso et al., 2011).

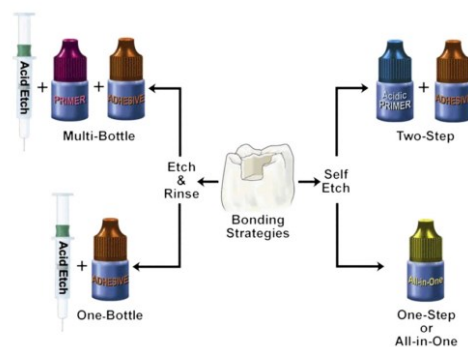
A íntima relação que a dentina mantém com a polpa tem influência na qualidade adesiva. A existência de numerosos túbulos que contêm odontoblastos faz com que a dentina seja naturalmente húmida, levando a um aumento da dificuldade do processo. Para além da dificuldade associada à composição da dentina, o procedimento de ataque ácido a este tecido é bastante agressivo, dissolvendo e removendo a proteção natural do colagénio quando se lava o ácido, produzindo assim um complexo de resina-colagénio vulnerável à degradação quando exposto a água. A degradação desse complexo possivelmente é aumentada por processos enzimáticos. Estas características da dentina levaram então, ao longo dos anos, à criação de vários sistemas adesivos (Cardoso et al., 2011; Van Meerbeek et al., 2010).

Os novos sistemas adesivos, tendem a preencher os requisitos para restaurações mais conservadoras e estéticas, contudo a longevidade ainda não está clinicamente comprovada (Cardoso et al., 2011).

Os sistemas adesivos existentes podem ser agrupados em duas diferentes categorias segundo a presença ou não de detritos resultantes da instrumentação, a *smear layer*. A *smear layer*, quando presente, forma uma camada de detritos à entrada dos

túbulos dentinários que faz com que a permeabilidade da dentina diminua. A esses rolhões de detritos dá-se o nome de *smear plugs* (Cardoso et al., 2011; Perdigão, 2007).

Aos sistemas que retiram a *smear layer* e os *smear plugs*, chamados *etch&rinse*, e aos sistemas que, por terem um *primer* ácido, mantêm a *smear layer*, os *self-etch*. Outra diferença significativa entre os sistemas adesivos é as fases de *priming* e *bonding*, que podem estar juntas ou separadas. Os *etch&rinse* podem apresentar-se em dois ou três passos segundo este critério, enquanto os *self-etch* encontram-se em sistemas de dois ou um passo. Esta classificação está esquematizada na **Figura 5** (Cardoso et al.,



**Figura 5** - Estratégias de adesão (Perdigão, 2007)

2011; Perdigão, 2007).

Os adesivos *etch&rinse* de vários passos têm sido o *gold-standard* desde que apareceram nos anos 90. Por outro lado, temos uma constante procura para sistemas cada vez mais simples, levando a introdução de *self-etch* com processos cada vez mais rápidos (Cardoso et al., 2011).

Comparando as duas estratégias adesivas utilizadas, foi comprovado, em estudos laboratoriais e clínicos, que os adesivos de 1 passo self etch têm resultados muito pouco aceitáveis comparados com os adesivos de múltiplos passos (Delbons et al., 2015).

Os *etch&rinse* de três passos mostram melhores resultados de performance comparados com adesivos *etch&rinse* de dois passos. A falta da camada de resina hidrofóbica faz com que os adesivos *etch&rinse* de dois passos sejam mais propensos a infiltração de água na camada híbrida, levando a uma degradação da interface adesiva in vivo por hidrólise (Delbons et al., 2015; Spitznagel, Horvath, Guess, & Blatz, 2014).

A hibridização da dentina com adesivos *etch&rinse* é uma técnica que, embora seja considerada o *gold standard*, é bastante sensível pela discrepância entre a profundidade de condicionamento com ácido e a impregnação do adesivo na rede de fibrilhas de colagénio (Delbons et al., 2015).

Os adesivos *etch&rinse* de três passos envolvem, em suma, um passo de ataque ácido à superfícies do dente com ácido ortofosfórico, do qual resulta a produção de porosidades profundas no substrato rico em hidroxiapatite do esmalte. Na dentina há desmineralização de 3-5 µm, expondo assim as fibrilhas de colagénio que estão desprovidas de hidroxiapatite (Cardoso et al., 2011; Van Meerbeek et al., 2010).

Em seguida, procede-se à lavagem do ácido e à secagem do tecido dentário. É então feita a aplicação de *primer* e da resina adesiva. O objetivo passa por uma difusão dos monómeros essencial para a impregnação dos monómeros nas micro porosidades do esmalte, criando uma ligação micromecânica associada à polimerização *in situ*. Em relação à dentina, o resultado pretendido é a formação da camada híbrida (Van Meerbeek et al., 2010).

A formação de uma camada híbrida e de rolhões de resina é essencial para estabelecer uma boa adesão à dentina. Esta camada forma-se quando, depois da aplicação do adesivo, a matriz de colagénio desmineralizada é infiltrada por monómeros de resina polimerizados, produzindo um alto valor de adesão (Davari, Sadeghi, & Bakhshi, 2013).

A camada híbrida por ser afetada por vários fatores, sofrendo infiltração, fazendo com que os valores de adesão diminuam. Segundo a literatura, este processo ocorre em três fases: há uma absorção de água no polímero do sistema adesivo, a resina é diluída da camada híbrida ou adesiva e, finalmente, há uma exposição das fibrilhas de colagénio, que são degradadas pelas metaloproteinases provenientes do fluido dentário ou da saliva. Por este motivo a presença de esmalte na periferia da restauração é essencial, já que este protege a camada híbrida formada na dentina (Bortolotto, Doudou, Kunzelmann, & Krejci, 2012).

## **6. Método de tratamento de superfície das restaurações indiretas**

Tendo estes novos materiais uma alta quantidade de cerâmica na sua constituição, o protocolo de cimentação é guiado pela sua rede cerâmica, embora ainda não haja evidência científica que prove tal afirmação (Bottino et al., 2015).

As PICN's, sendo cerâmicas de matriz híbrida, podem ser condicionadas da mesma forma que as cerâmicas que são *etchable* (Bottino et al., 2015).

Vários estudos demonstraram que, o tratamento das superfícies antes da cimentação com vários métodos, pode aumentar a força adesiva de certas restaurações adesivas (Spitznagel et al., 2014).

### **6.1. Criação de rugosidades**

A criação de rugosidades é essencial à adesão. Estas vão provocar retenções micromecânicas que parecem ser essenciais não só para a adesão inicial, como também para a durabilidade desta a longo prazo. Este processo tem como objetivo eliminar camadas soltas de material e a criar uma superfície rugosa que aumente a área disponível para a adesão (Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino, Klabetani, et al., 2016; Park & Choi, 2016).

A face interna das RI podem ser tratadas com 5 processos diferentes para a criação das rugosidades: abrasão com ar, britamento, abrasão com instrumentos rotatórios, condicionamento ácido, laser ou a combinação de técnicas. (Harorli et al., 2015; Park & Choi, 2016).

Vários estudos comprovam que a criação de rugosidades por via mecânica tem maior impacto na força adesiva comparando com o condicionamento químico (Spitznagel et al., 2014).



### 6.1.1. Tratamento mecânico das superfícies

Antes de ser realizada a adesão dos blocos resinosos CAD/CAM ao dente, é necessário um pré-tratamento. A abrasão com jacto é feita com o objetivo de limpar a peça e aumentar a área de contacto para a adesão. Tem também a função de eliminar restos orgânicos, principalmente quando este tratamento é aplicado à peça dentária (Arao et al., 2015; Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino, Klabetani, et al., 2016; Stawarczyk et al., 2014).

A abrasão consiste em lançar algumas partículas sob pressão contra a superfície da matéria, produzindo uma superfície mais irregular. Um dos métodos mais comuns para o aumento da retenção é a utilização de partículas de alumina neste processo (Arao et al., 2015; Bottino et al., 2015).

Neste método a superfície da restauração com partículas de alumina (com tamanho médio de 110µm), modificado com ácido silício, resultando numa deposição de uma camada molecular de alumina com ácido silício na superfície adesiva. Esta camada que se deposita facilita a adesão através da ligação com o silano (Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino, Kabetani, et al., 2016; Park & Choi, 2016).

Outro dos materiais existentes no mercado para a criação de irregularidades nas superfícies, é o jateamento com partículas revestidas por sílica, sistema CoJet (3M ESPE St. Paul, MN, USA) que, segundo Spitznagel et al., 2014, produz uma força adesiva igual às partículas de alumina.

A utilização do Cojet, jato de óxido de alumínio com partículas de 30 µm, tem como objetivo a criação de uma superfície rugosa, aumentando a energia de superfície e, por outro lado, provoca a silicatização da superfície através de uma reação triboquímica, provocada pela cobertura de sílica presente na superfície das partículas, aumentando a adesão química do silano. Comparado com as partículas de alumina, o CoJet provoca uma menor abrasão da superfície, compensado com a adesão química proporcionada pela reação triboquímica. (Batitucci, Daroz, Isabel, & Janeiro, 2013; Bottino et al., 2015; Lung & Matinlinna, 2012; Spitznagel et al., 2014).

### **6.1.2. Condicionamento químico das superfícies**

As soluções utilizadas para efetuar um condicionamento químico das superfícies são, entre outros, bifluoreto de amônio e ácido hidrofluorídrico (HF). Estas soluções conseguem produzir uma superfície rugosa. Está descrito na literatura que a utilização de HF a 2,5-5% aplicado durante 2-3 minutos é o método com mais sucesso. No entanto este processo deixa um sedimento amorfo de fluoreto nas estruturas dentárias, que pode levar a uma diminuição da adesão (Park & Choi, 2016).

Na atualidade, a literatura diz que a utilização de ácido hidrofluorídrico na maioria dos compósitos, diminui os valores de adesão, sendo a única exceção as resinas híbridas (Mainjot et al., 2016).

O condicionamento da matriz cerâmica com ácido hidrofluorídrico é essencial, devido à elevada percentagem de cerâmica de resinas híbridas. A utilização deste ácido vai levar ao aumento da rugosidade da superfície e promove uma retenção micromecânica. A utilização deste ácido nas resinas híbridas, leva a uma dissolução da componente cerâmica do bloco, criando uma estrutura em forma de “favo de mel”, aumentando adesão micromecânica (Bottino et al., 2015; Mainjot et al., 2016).

## **6.2. Limpeza da superfície**

### **6.2.1. Banho ultrassónico**

A utilização de banho ultrassónico para limpeza é seguro e fácil. É frequentemente usado para remover as partículas do jato de oxido de alumínio que ficam na superfície da restauração em excesso, permitindo a formação de uma camada melhor impregnada na superfície (Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino, KIabetani, et al., 2016; Stawarczyk, Krawczuk, & Ilie, 2015).

### **6.2.2. Ácido ortofosfórico**

O ácido ortofosfórico não tem efeito nas cerâmicas. É utilizado para a limpeza da superfície do material, já que não vai interferir com a topografia da superfície (Bottino et al., 2015; Stawarczyk et al., 2015).

### 6.3. Aplicação do silano

Para melhorar a adesão às cerâmicas, utiliza-se um agente de acoplamento, silano. Caracteriza-se por ser uma molécula bifuncional, permitindo por isso a ligação a substâncias inorgânicas (óxido de silício) e orgânicas (grupos metacrilato de cimento de resina). É um monómero que está conectado a radicais reativos e a agrupamentos monovalentes hidrolisáveis. Os radicais orgânicos reativos sofrem uma ligação química com as moléculas de resina, como Bis-GMA e TEGMA, encontrados tanto no adesivo como no cimento resinoso. Este processo melhora a adesão, o comportamento mecânico e o desempenho clínico das restaurações cerâmicas pela penetração do cimento de resina nas microporosidades criadas pelo processo de *etching* (Batitucci et al., 2013; Bottino et al., 2015; Spitznagel et al., 2014).

O aquecimento do silano é muitas vezes realizado com o objetivo de aumentar a temperatura do monómero que, por sua vez, resulta na remoção de películas externas, deixando a camada mais interna. Esta camada é a mais estável e aderida quimicamente à cerâmica (Batitucci et al., 2013).

A combinação da abrasão com partículas e do silano é essencial para a obtenção da adesão máxima que se mantém ao longo do tempo, em ambiente clínico em que se usam materiais CAD/CAM resinosos (Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino et al., 2016).

### 6.4. Cimentação definitiva

Um bom cimento deve provocar uma força adesiva suficiente para manter a restauração em posição, mesmo com uma alta carga mastigatória. (Ab-Ghani, Ariffin, Jaafar, Foo, & Mohamad, 2015).

No que se refere a restaurações indiretas, o cimento ideal deve preencher os seguintes requisitos: preencher o espaço entre a restauração e o dente, dar retenção à peça, prevenir a microfiltração, manter as condições estéticas importantes numa restauração indireta, ser biocompatível, diminuir a probabilidade de fratura do dente e permitir uma boa adaptação marginal (Costa, 2015; Harorli et al., 2015; Heintze, 2010; Spitznagel et al., 2014).

Uma das classificações existentes para os cimentos divide-os em categorias: os agentes de cimentação convencionais com base de água, os cimentos polimerizáveis baseados em tecnologia de compósito de resina em junção com adesivos e cimentos de resina auto aderidos (Heintze, 2010).

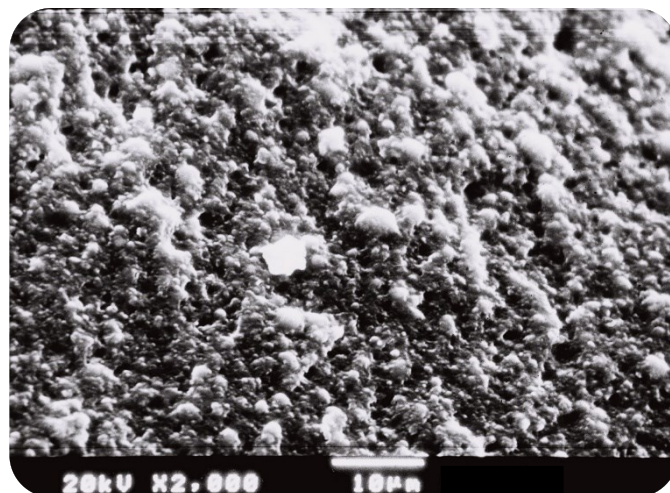
Uma das grandes vantagens dos cimentos fotopolimerizáveis, como as resinas compostas, é o seu tempo de trabalho aumentado comparado com cimentos dual ou autopolimerizáveis. Esta característica permite uma melhor remoção dos excessos, diminuindo o tempo em cadeira.

Ensaio conduzidos em ambientes de pesquisa controlados, reportaram que os adesivos de resina do tipo convencional e do tipo fotopolimerizáveis, têm um maior valor de adesão quando comparados com os cimentos autoadesivos (Heintze, 2010; Higashi, Matsumoto, Kawaguchi, Miura, Minamino, Klabetani, et al., 2016).

#### **6.4.1. Resinas compostas**

As resinas compostas microhíbridas têm vindo a ser cada vez mais utilizadas como cimento definitivo devido à sua fácil manipulação (tempo de trabalho ilimitado e consistência ideal), propriedades fisicomecânicas favoráveis (elevado conteúdo de partículas inorgânicas e tixotropia), e estabilidade de cor (Costa, 2015; Magne & Belser, 2002).

Na **Figura 6** está representada a uma resina microhíbrida numa imagem de SEM.



**Figura 6-** Caracterização da superfície de um cimento resina microhíbrida Z100<sup>®</sup> MP (3M ESPE<sup>®</sup> St. Paul, MN, USA) aquecido a 55° e visualizado em SEM.

## 7. Immediate Dentin Sealing

As restaurações indiretas aderidas, têm dois momentos críticos: a realização de uma restauração provisória e a cimentação. No que diz respeito à restauração provisória duas técnicas distintas podem ser aplicada: *delayed dentin sealing (DDS)* e *immediate dentin sealing (IDS)* (Ribeiro da Silva et al., 2016).

É sugerido que, quando uma área extensa de dentina está exposta num preparo para restauração indireta, com inlays, onlays, faceta ou coroa; seja aplicado, segundo indicações fornecidas pelo fabricante, um agente de adesão à dentina (Magne, So, & Cascione, 2007).

“Immediate dentin sealing” (IDS) é uma nova técnica em que a dentina é selada imediatamente depois da preparação do dente, antes de fazer a impressão do preparo. É uma técnica que demonstra, quando utilizada, o aumento da força de adesão das restaurações indiretas (Duarte, de Freitas, et al., 2009; Magne, Kim, Cascione, & Donovan, 2005).

Para a realização desta técnica foi escolhido o sistema adesivo etch and rinse de três passos Optibond<sup>®</sup> FL (Kerr). Esta escolha foi baseada na literatura atual que o

considera o “*gold standart*”. Este adesivo tem como propriedades as suas partículas de carga inorgânica, que permitem formar uma camada uniforme e consistente de adesivo (cerca de 80 µm em superfícies convexas), permitindo a hibridação da dentina e uma melhor adaptação. Outra das vantagens é o fato de ser radiopaco (A. O. Carvalho et al., 2016). O adesivo Optibond® FL é também bastante recomendado para a realização da técnica IDS que aqui foi utilizada (Jang et al., 2016; Magne et al., 2005; Magne, 2005)

Depois de cada fotopolimerização é aplicada uma camada de glicerina seguida de nova fotopolimerização. Este passo traduz-se na polimerização da camada externa inibida pelo oxigénio (Magne et al., 2005, 2007; Magne & Nielsen, 2009; Magne, 2005).

Sendo que, durante a preparação do dente para restaurações indiretas, muitas vezes pode envolver a exposição de dentina, devemos precaver 2 problemas na aplicação do adesivo que são essenciais para uma boa adesão. O primeiro problema advém da contaminação do preparo, visto que a dentina quando cortada fica mais permeável e, portanto, mais suscetível a contaminação bacteriana. O segundo advém da suscetibilidade da camada híbrida em colapsar até esta ser polimerizada. Assim podemos concluir que, na cimentação de restaurações indiretas, a aplicação imediata do adesivo para selar a dentina é clinicamente aconselhada. (Duarte, de Freitas, et al., 2009; Magne et al., 2005; Magne, 2005).

## **8. Testes à força adesiva**

Se o objetivo do estudo a realizar é a avaliação da eficiência de adesão, o teste µTBS é o mais indicado pela literatura em estudos *in-vitro* (Higashi et al., 2016).

Este teste, quando comparado com outros, tem a vantagem de permitir o uso económico do dente, um melhor controlo das diferenças regionais (como a zona da dentina), melhor distribuição de stress na verdadeira interface, a habilidade de testar superfícies irregulares e áreas muito pequenas e facilidade de examinação em microscópio das fraturas adesivas devido às áreas a examinar serem pequenas (Sirisha, Rambabu, Ravishankar, & Ravikumar, 2014; Van Meerbeek et al., 2010)

As áreas que dos testes  $\mu$ TBS são cerca de  $1\text{mm}^2$  ou menos (Van Meerbeek et al., 2010).

### **8.1. Tipos de fratura**

Depois da visualização em microscópio podemos classificar as fraturas encontradas em 3 grupos; fratura coesiva, fratura adesiva e fratura mista. Dentro da fratura coesiva podemos ter dois grupos; fratura coesiva do esmalte/dentina e fratura coesiva da nano cerâmicas/ resina híbrida (Higashi et al., 2016).

Fraturas adesivas indicam que o problema existe na interface adesiva, quando comparada com fraturas mistas ou coesivas (Higashi et al., 2016).

Segundo Sirisha et al. 2014, apenas as fraturas adesivas e mistas em que menos de 10% da superfície seja dentina ou material restaurador, devem ser consideradas na determinação da força adesiva. Para que este último parâmetro seja tido em conta, é necessária a avaliação da superfície dos palitos com microscópio eletrônico de varrimento. É também referido no mesmo artigo que para validação de um estudo é importante que sejam obtidas no mínimo de 30 amostras de fraturas não coesivas.

## **9. Recolha da amostra**

Os dentes foram recolhidos sem cáries nem dentina esclerótica para não alterarem o resultado dos testes  $\mu$ TBS (Sirisha et al., 2014).

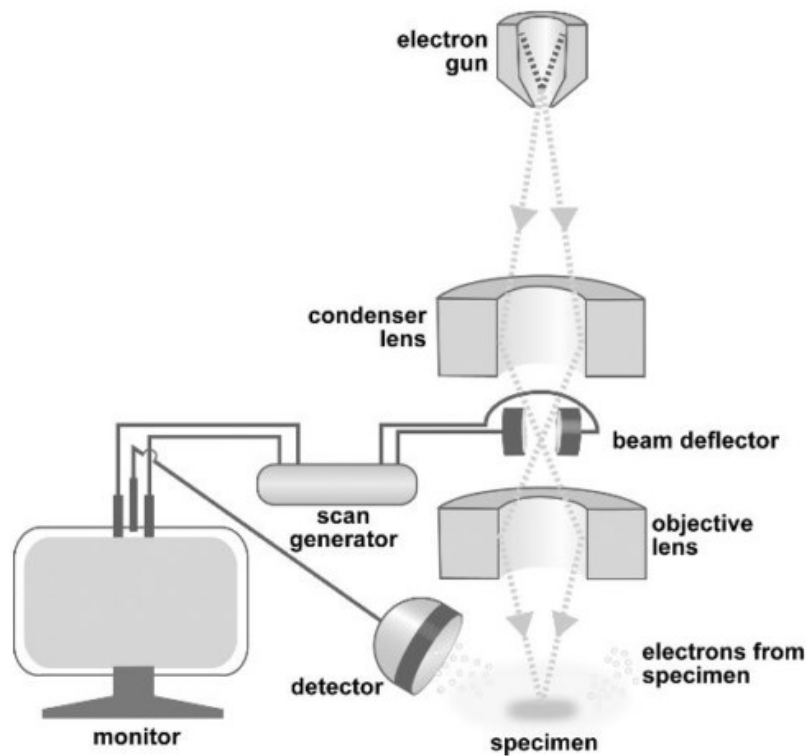
Os dentes a utilizar não foram extraídos com mais de 6 meses já que, depois desta data, eles começam um processo degenerativo nas proteínas da dentina. De acordo com a norma ISO /TS 11405, os dentes devem ser preservados em cloramina T durante um mês antes de serem utilizados, mas não mais do que 6 meses (Sirisha et al., 2014).

## **10. Microscopia Eletrónica de Varrimento**

O microscópio eletrônico de varrimento (SEM) é um instrumento conhecido pela sua versatilidade, permitindo a análises de imagens de tamanho grande e pequeno de vários campos da ciência (Schstten, 2013).

As imagens do SEM são geradas pela sondagem dos espécimes com um feixe de elétrons de alta energia, num padrão de varrimento. A interação deste feixe de elétrons com os átomos das amostras, recolhendo informação acerca da topografia da superfície e suas características. Podemos ver esse processo esquematizado na **Figura 7** (Newbury et al., 2003).

O feixe de elétrons é gerado por um filamento de tungsténio que, ao ser ativado por uma corrente elétrica, liberta uma nuvem de elétrons (Schstten, 2013).



**Figura 7-** Processo de obtenção de imagem do SEM (Schstten, 2013)

### **10.1. Preparação das amostras de tecido dentário**

A preparação das amostras para o SEM passa por 4 passos: fixação, desidratação, ponte de secagem crítico e o cobrimento. Uma incorreta preparação das



amostras pode ter como consequência a perda da integridade estrutural da amostra ou uma informação errada dos componentes celulares e moleculares (Schstten, 2013).

Os espécimes que constituem as amostras são sujeitos a vaco, quando se fala de SEM convencional. Por esta razão, os espécimes são normalmente desidratados com o objetivo de não alterar a morfologia dos espécimes devido às forças geradas pela tensão da água. O processo de desidratação consiste em substituir a água por etanol, metanol ou acetona, gradualmente. Como as forças de tensão destes líquidos continua a ser muito significativas, substituem-se por um líquido subsequente, muitas vezes CO<sub>2</sub>, numa máquina chamada *critical point dryer*. Depois deste passo já é possível remover o CO<sub>2</sub> sem que exista compromisso do espécime (Newbury et al., 2003; Schstten, 2013).

Em vez deste processo, é possível proceder-se à substituição da água por um líquido de alta volatilidade e baixa tensão de superfície, ou pelo processo de *freeze-drying*.

Embora este tratamento seja importante para tecidos moles e dentina condicionada; para interfaces adesivas, onde o único componente biológico orgânico é o colagénio, nem a fixação nem a desidratação são essenciais (Schstten, 2013).

## **II. Objetivo**

O objetivo deste estudo é:

Avaliar a resistência adesiva ( $\mu$ TBS) da dentina média de materiais nano cerâmicos CAD/CAM utilizando um adesivo etch-and-rinse de três passos e uma resina composta aquecida.

### **III. Hipóteses de estudo**

**Hipótese Nula:**

A resistência adesiva ( $\mu$ TBS) não é influenciada por materiais diferentes utilizados.

**Hipótese Alternativa:**

A resistência adesiva ( $\mu$ TBS) é influenciada por materiais diferentes utilizados.

## **IV. Materiais e Métodos**

Quarenta molares, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos, sem lesões de cárie e sem restaurações, foram armazenados numa solução de cloramina trihidratada a 0,5% por um período não superior a uma semana e, posteriormente, guardados em água destilada à temperatura de 4°C, segundo a Norma ISO/TS 11405:2003.

Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos. Os grupos foram formados segundo o tipo de material que se utilizou. Este esquema está descrito na **Tabela 1**.

<b>G1T1</b>	Blocos LU; cimentação com o protocolo base + cimentação com resina aquecida
<b>G1T2</b>	CES; cimentação com o protocolo base + cimentação com resina aquecida
<b>G1T3</b>	BC; cimentação com o protocolo base + cimentação com resina aquecida
<b>G2T1</b>	ENA; cimentação com o protocolo base + cimentação com resina aquecida
<b>G3T1</b>	GD; cimentação com o protocolo recomendado pelo fabricante + cimentação com resina aquecida

***Tabela 1- Esquematização dos grupos***

No primeiro grupo foram incorporadas três marcas de resinas nano cerâmicas, [Lava Ultimate<sup>®</sup> (LU) (3M ESPE<sup>®</sup> St. Paul, MN, EUA), Cerasmart<sup>®</sup> (CES) (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japão), Brillante Crios<sup>®</sup> (BC) (Coltene<sup>®</sup>, Altstätten, Suíça)], as quais foi aplicado o protocolo de cimentação estabelecido. No quarto grupo foi cimentada uma resina híbrida, Enamic<sup>®</sup> (ENA) (Vita Zahnfabrik<sup>®</sup>, Bad Säckingen, Alemanha), segundo o protocolo estabelecido. Devido à sua constituição, foi utilizado neste grupo ácido hidroflúridrico. A **Figura 8** ilustra os blocos CAD/CAM anteriormente descritos.



**Figura 8-** Marcas dos blocos CAD/CAM utilizados

No grupo 5, grupo de controlo positivo, foi utilizada uma resina composta da marca Gradia<sup>®</sup> (GD) (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japão), representada na **Figura 9**, onde foi aplicado o protocolo de cimentação estabelecido para as nano cerâmicas.



**Figura 9-** Resina composta indireta Gradia<sup>®</sup>  
(GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japão)

Para a confeção destes blocos foi confeccionada uma chave de silicone com as medidas equivalentes a um bloco da CES. Para a confeção destes blocos foram feitas camadas de 2mm, sendo que cada uma foi fotopolimerizada por 40 segundos. No final foi aplicado uma camada de glicerina em toda a volta e fotopolimerizada cada face por 20 segundos.

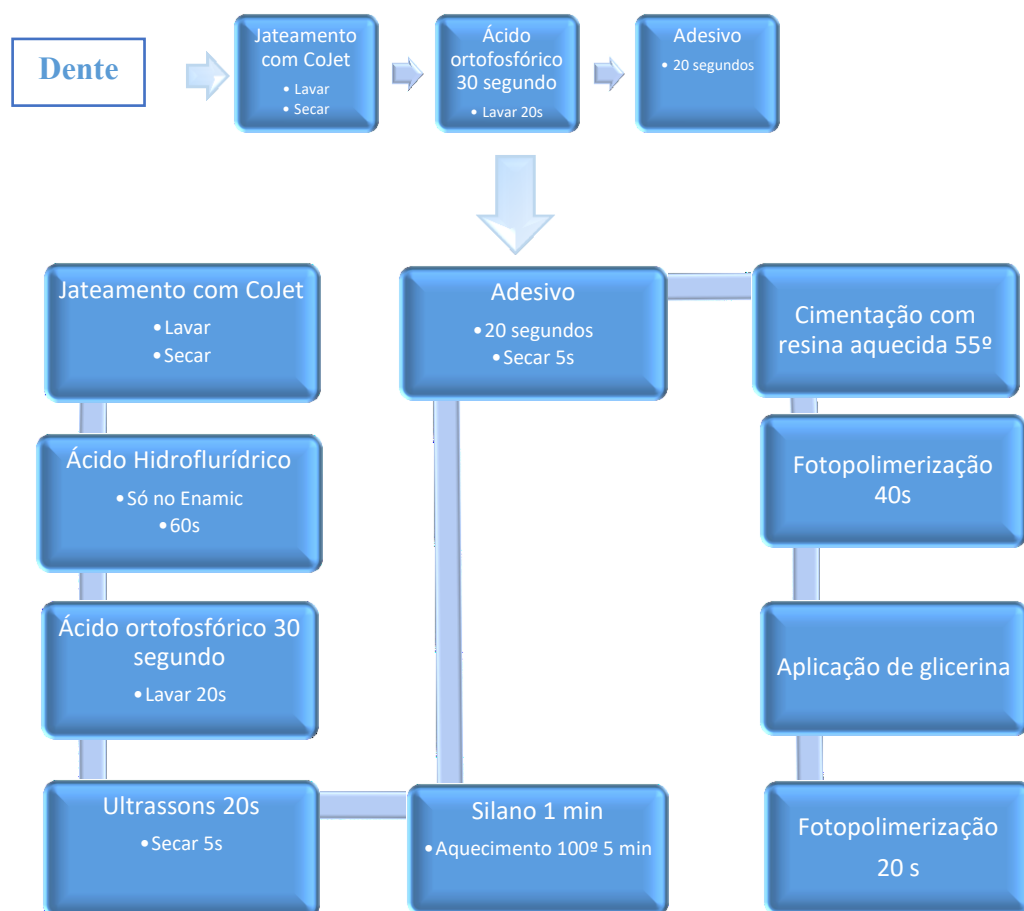
Os materiais utilizados nesse protocolo estão enumerados na **Tabela 2**.

O protocolo de cimentação está esquematizado na **Figura 10**.

<b>Material</b>	<b>Marca</b>	<b>Composição</b>	<b>Nº de série</b>
<b>CoJet® Sand</b>	3M ESPE®, St. Paul, MN,	Areia Silicatizada (Tamanho de partícula de 30 µm)	625642
	USA		611499
<b>IPS® Ceramic</b>	Ivoclar Vivadent AG®, Schaan, Principality of Liechtenstein.	< 5% Ácido Hidrofluorídrico	U35704
<b>ESPE® Sil</b>	3M ESPE®, St. Paul, MN,	Silano	612704
	USA	Etanol	625518
<b>Scotchbond®</b>	3M ESPE®, St. Paul, MN, USA	35 % Ácido ortofosfórico	604624
<b>OptiBond® FL Primer</b>	Kerr®, Orange, USA	HEMA, GPDM, PAMM, água, etanol, canforoquinona	5701284
<b>OptiBond® FL Adesivo</b>	Kerr® Orange, USA	Bis - GMA, HEMA, GDMA, canforoquinona, agentes de enchimento minerais inertes	5789784
<b>Z100® MP</b>	3M ESPE®, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, TEGDMA, Zircônia, sílica, canforoquinona	N766238
<b>Enamic®</b>	Vita Zahnfabrik®, Bad Säckingen · Germany	Rede de cerâmica feldspática infiltrada por polímero com 86% de cerâmica por peso	46440
<b>Lava® Ultimate</b>	3M ESPE®, St. Paul, MN, USA	Resina composta com 80% de nano partículas e aglomerados de sílica e zircônia, UDMA	N735137
<b>Cerasmart®</b>	GC Corporation®, Tokyo, Japão	Resina composta com 71% de nano partículas de sílica e vidro de barium, UDMA	1604151
<b>Brilliant Crios®</b>	Coltène®, Altstätten, Suíça	Vidro dentário, metacrilato reticulados e sílica amorfa	H00408
<b>Grandia®</b>	GC Corporation®, Tokyo, Japão	UDMA, EDMA, pó de sílica, pó de vidro	160425A
		silicatizado, partículas pré-polimerizadas (75 wt%)	160425A

**Tabela 2- Lista de materiais**

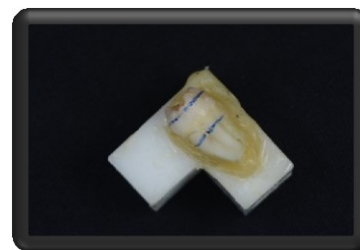




**Figura 10 - Processo de cimentação**



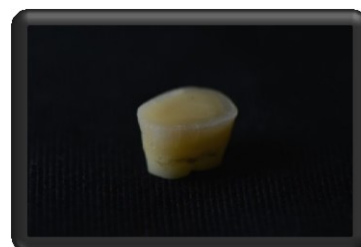
A cada dente, foi removido os restos de tecido orgânico com uma cureta cirúrgica. À posteriori foram colados a um suporte acrílico com cera colante (Sticky Wax, Kemdent, Wiltshire, Inglaterra), como podemos ver na **Figura 11**. Cortaram-se as raízes 2 mm abaixo da junção amelo cimentaria através de uma lâmina diamantada Isomet 1000, Buehler Ltd (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), a alta rotação e irrigado com água.



**Figura 11** - Dente colocado no suporte de acrílico

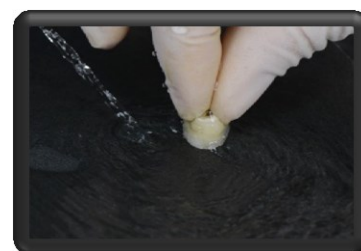
O tecido orgânico existente na câmara pulpar foi limpo, e o espaço anteriormente ocupado pela polpa foi preenchido com cola de cianoacrilato (Zapit®, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA).

A dentina média dos molares foi exposta através de um corte paralelo à face oclusal, como está demonstrado na **Figura 12**, através de uma lâmina diamantada Isomet 1000, Buehler Ltd (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), a alta rotação e irrigado com água.



**Figura 12** - Peça dentária cortada

A smear layer foi criada através do polimento da dentina com um disco de lixa SiC de granulação 600 (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), durante 60 segundos, sob água corrente, numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), como está exemplificado na **Figura 13**.



**Figura 13**- Criação de Smear Layer

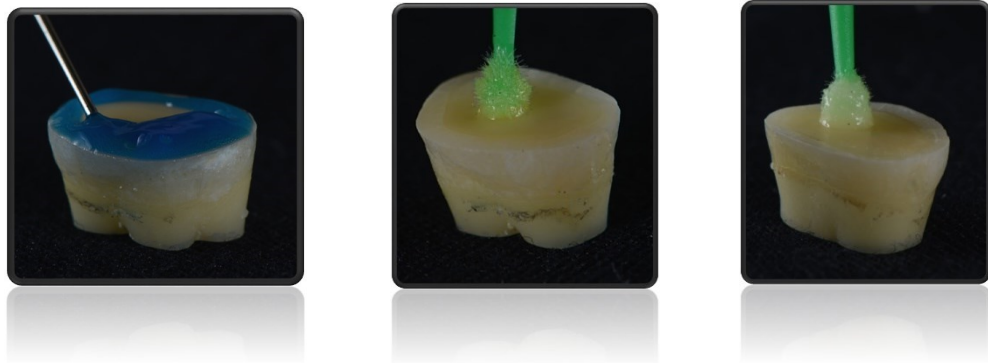
Depois de exposta a dentina média, todos os grupos foram submetidos ao selamento imediato de dentina (técnica IDS), utilizando um sistema adesivo etch-and-rinse de 4ª geração (Optibond® FL (Kerr), **Figura 14**): faz-se o condicionamento



**Figura 14**- OptiBond® FL

ácido da dentina durante 15 segundos com ácido ortofosfórico a 37,5%, lava-se abundantemente com água durante 20 segundos, seca-se levemente por 5 segundos. Aplica-se o primer (Optibond® FL (Kerr), garrafa 1) com um aplicador descartável em toda a face oclusal dos preparos, durante 30 segundos, seca-se

durante 5 segundos e aplica-se ativamente o adesivo (Optibond® FL (Kerr), garrafa 2), também com a ajuda de um aplicador descartável, durante 15 segundos. O adesivo é fotopolimerizado durante 20 segundos com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, EUA), com uma intensidade mínima de 500 mW/cm<sup>2</sup>, controlada a cada dez utilizações com o radiômetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA), seguido da aplicação de uma camada de glicerina líquida (Produtos Sodacasa, A.M.C. Cunha, Lda., Portugal) e fotopolimerização por mais 20 segundos. Este protocolo está representado pela **Figura 15**.



**Figura 15** - Protocolo IDS

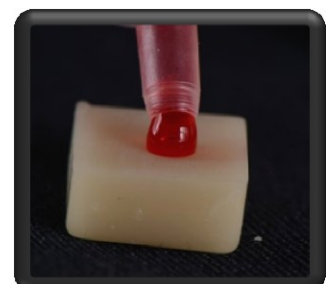
Os dentes são imersos, durante 24 horas, em água destilada numa estufa (Memmert INE 400, Memmert, Alemanha) à temperatura de 37°C.

Simultaneamente, são cortados os blocos de nano cerâmicas e resina híbrida com 6mm de altura com uma lâmina diamantada de um micrótomo Isomet 1000, Buehler Ltd (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca), a alta rotação e irrigado com água.



**Figura 16**- Jato de óxido de alumínio

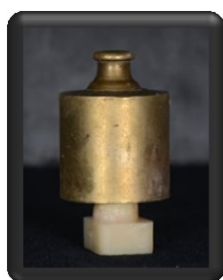
Passadas as 24 horas, faz-se o jateamento das superfícies do material e do dente com óxido de alumínio de 30 µm (Cojet), que pudemos ver na **Figura 16**, durante 4 segundos, controlados pelo temporizador D-Lux



**Figura 17**- Ácido Hidrofluídrico

Timer, a 10 mm de distância perpendicularmente aos preparos, com uma pressão de 40 psi. Lava-se com água corrente, e seca-se com jato de ar. Aplicou-se então ácido hidrofluídrico a 4,5% durante 60 segundos apenas no bloco de resina híbrida Enamic (Vita), com está exemplificado na **Figura 17**, lavou-se com água durante 20 segundos e secou-se durante 5 segundos.

Limpa-se de seguida as duas superfícies com ácido ortofosfórico a 37,5% durante 30 segundos, lavando-se depois durante 20 segundos com spray ar/água. Colocou-se os blocos num recipiente de água destilada, levando à cuba de ultrassons durante 5 minutos e secou-se bem durante 5 segundos. Aplicou-se então um agente silano com um aplicador descartável durante 1 minuto, aquecendo-se a aproximadamente 100°C durante 2 minutos. Aplicou-se o adesivo (Optibond® FL (Kerr), frasco 2) na superfície de todos os preparos dos blocos nano cerâmicos e dos dentes, com um aplicador descartável, durante 20 segundos, previamente à cimentação da peça e reservou-se da luz.



**Figura 18-** Pressão Controlada

Procede-se à cimentação dos blocos através da aplicação do agente de cimentação (resina composta Z100® MP Restorative (3M ESPE), na cor A2, pré-aquecida a 55°C no forno ENA Heat (Micerium S.p.A., Avegno, Ge, Itália), com uma pressão constante e vertical de aproximadamente 750g, com exemplifica a **Figura 18**. Após remoção dos excessos de resina composta, fotopolimeriza-se com o fotopolimerizador Optilux 501, com uma intensidade mínima de 500 mW/cm<sup>2</sup>, controlada com o radiômetro Optilux Radiometer, durante 60 segundos, 20 segundos por cada lado, repetindo duas vezes. Todas as margens foram cobertas por uma camada de glicerina líquida antes do último ciclo de fotopolimerização. O resultado final pode ser visualizado na **Figura 19**.



**Figura 19-** Amostra cimentada

Os dentes são novamente imersos em água destilada, durante 24 horas, numa estufa à temperatura de 37°C.

As superfícies laterais do material restaurador e do dente são pintadas com caneta de acetato para se distinguir cada palito e a área de onde vem.

As amostras serão seccionadas com uma lâmina diamantada a baixa velocidade nas direções X e Y, irrigadas por água, de forma a obter palitos com uma secção transversal de  $0.8 \pm 0,2 \text{ mm}^2$ . Neste estudo os palitos não foram aparados.

Os palitos serão testados em tensão até ocorrer fractura, a uma velocidade de 1 mm/min. Os palitos foram colados individualmente a um jig de aço inoxidável de Geraldeli com o auxílio de cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA), com podemos ver na **Figura 20**. Os palitos foram testados em tensão até ocorrer fractura, numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão).

A área dos palitos foi calculada através das medições do comprimento e largura dos fragmentos resultantes da fractura de cada palito, com uma craveira digital Storm<sup>®</sup>.

As forças de microtracção, expressas em MPa, foram calculadas através da divisão da força aplicada no momento da fractura (KN) pela área da superfície aderida



**Figura 20-** Montagem dos palitos

( $\text{mm}^2$ ).

O tipo de fractura será analisado sob uma lupa estereoscópica com ampliação de 42x e classificadas de acordo com o local onde ocorreram: Fractura Adesiva, se ocorreu

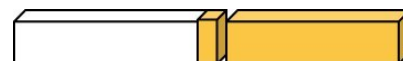
ao nível da interface adesiva; Fractura Coesiva, se ocorreu exclusivamente no bloco ou na dentina respetivamente; e fractura mista, se ocorreu ao nível da interface adesiva e dentina e/ou bloco, como estão exemplificadas na **Figura 21**. As fracturas mistas foram de seguida avaliadas com SEM e as fratura com valores iguais ou menores a 10% formam colocadas no grupo de fraturas adesivas, as fraturas com valores maiores que 10% forma colocadas no grupo das fraturas coesivas (Scherrer, Cesar, & Swain, 2010).

Por não existir um consenso na literatura acerca das fraturas pré-teste, estas não forma consideradas neste estudo (Scherrer et al., 2010).

Para além da avaliação do tipo de fratura, o SEM foi também utilizado para fazer um estudo da morfologia das interfaces das fraturas adesiva, depois das amostras serem cobertas com crómio.

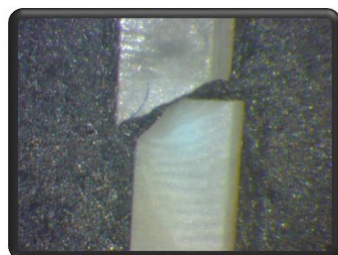


Fratura adesiva



Fratura coesiva no material

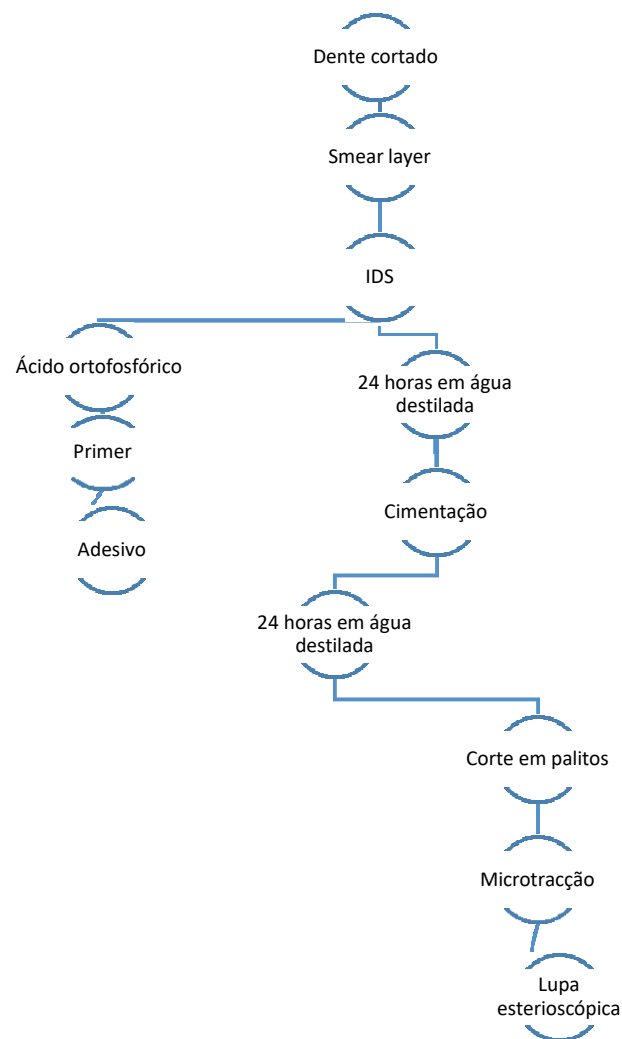
Fratura coesiva na dentina



Fratura coesiva na dentina

**Figura 21-** Tipo de fraturas: imagens de cada tipo de fratura obtidas por lupa estereoscópica e esquematização das mesmas.

Na **Figura 22**, encontramos esquematizado todo o procedimento descrito acima.



**Figura 22-** Esquema do protocolo utilizado

## 1. Análise estatística

Para que a hipótese nula fosse aceite ou rejeitada foi criada uma referência que consiste num nível de significância  $(\alpha) \leq 0,05$ .

Foi realizado o teste Anova One-Way pois o objetivo é compara mais de dois grupos e a variável presente é do tipo quantitativo. Para que os pressupostos de normalidade de distribuição e homogeneidade de variâncias fossem confirmados, opta-se neste estudo pela análise com o teste Kolmogorov-Smirnov e teste de Levene, respetivamente.

Devido ao facto de estaremos perante amostras superiores a 30, aceita-se a normalidade de distribuição segundo o teorema do limite central.

Para se testar a relação entre as fracturas e os grupos usou-se o teste de independência do Qui-quadrado, já que estamos a relacionar duas variáveis de tipo qualitativo. O pressuposto do Qui-quadrado de que não deve haver mais do que 20,0% das células com frequências esperadas inferiores a 5 foi confirmado.

As diferenças foram analisadas com os resíduos ajustados estandardizados.

A análise estatística foi efectuada com o SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) versão 24.0 para Windows.

## V. Resultados

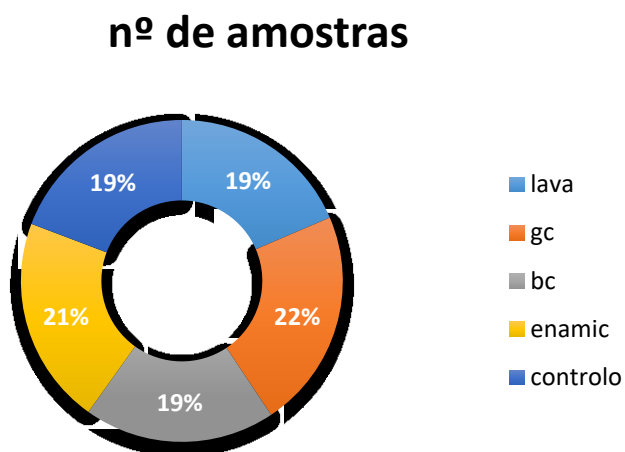
### 1. Análise da resistência adesiva

Nos grupos estudados foram obtidos os resultados apresentados na *Tabela 3*:

	N	Média (Mpa)	Desvio Padrão (Mpa)
<b>G1T1</b>	81	8,0654	3,77464
<b>G1T2</b>	104	12,3	6,62189
<b>G1T3</b>	111	11,7382	7,12575
<b>G2T1</b>	112	15,5322	9,45574
<b>G3T1</b>	114	12,6326	7,86635

*Tabela 3- Média e desvio padrão obtidos em cada grupo*

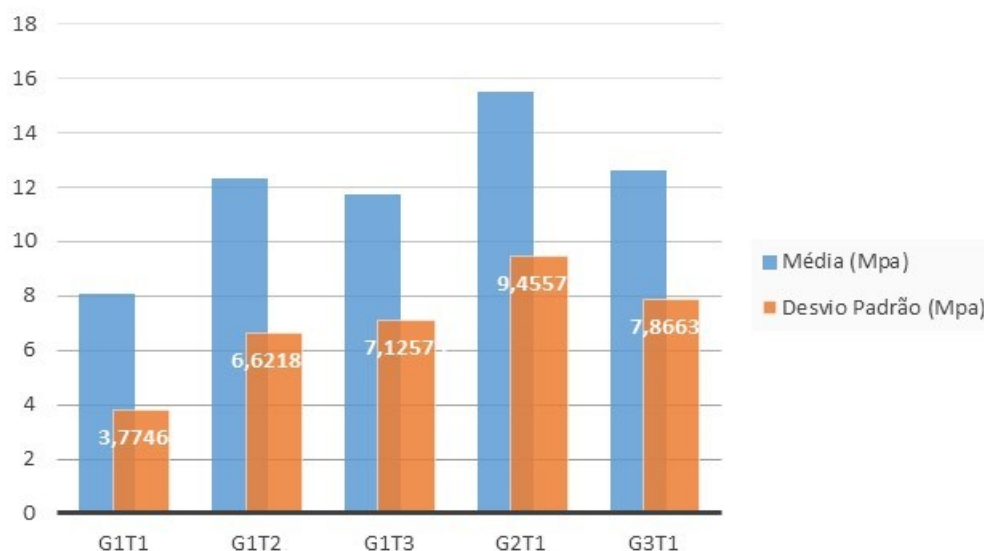
Na **Figura 23** encontramos esquematizadas as percentagens de palitos de cada grupo. Esta figura permite-nos perceber que há uma boa distribuição no número de amostras.



*Figura 23- Percentagem de amostras por grupo*



Na **Figura 24** podemos observar a distribuição por grupos da média e desvio padrão:



**Figura 24-** Gráfico de comparação entre Média e Desvio padrão por grupo

Nos grupos testados, há uma relação significativa entre a força adesiva e o tipo de material que é utilizado,  $F(5; 517) = 12,256$ ,  $p = 0,000$ .

Estatisticamente, foram encontradas as diferenças descritas na **Tabela 4**:

	Estatística	gl1	gl2	Sig
Welch	12,256	5	517	,000*

\* $p \leq 0,05$

**Tabela 4-** Anova de Welch

Os resultados do teste post hoc, representados na **Tabela 5**, indicam-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G1T1 comparando com o grupo G1T2, sendo que G1T2 tem a média maior (8,0654 *versus* 12,3 Mpa); com o grupo G1T3, sendo que G1T3 tem a média maior (8,0654 *versus* 11,7382 Mpa); com o grupo G2T1 (8,0654 *versus* 15,5322 Mpa), sendo que G2T1 tem a média maior; e com o grupo G3T1 (controlo), sendo que G3T1 tem a média maior (8,0654 *versus* 12,6326 Mpa).

Nos restantes grupos, a diferença dos valores da resistência adesiva não é estatisticamente significativa ( $p \geq 0,05$ )

		Nano cerâmicas			Resinas Híbridas	Controlo
		G1T1	G1T2	G1T3	G2T1	G3T1
Nano cerâmicas	G1T1	-	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	G1T2	-	-	1,000	0,038	1,000
	G1T3	-	-	-	,008	,990
híbrida	Resina	G2T1	-	-	-	,123

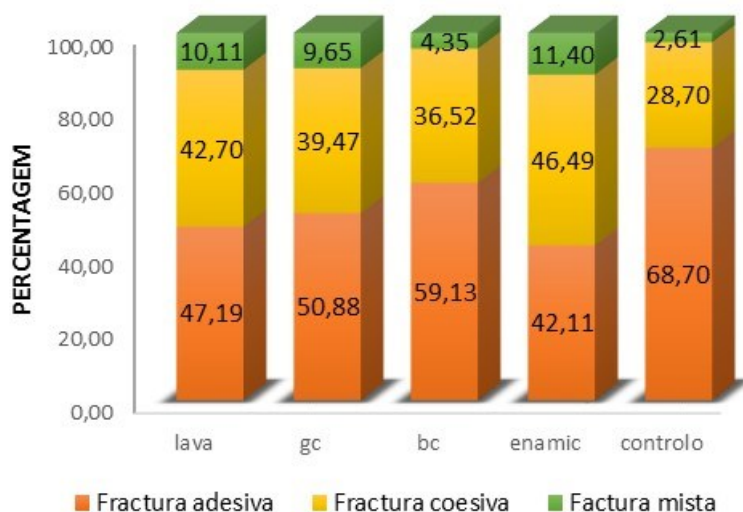
**Tabela 5-** Relação estatística entre as médias obtidas. Foi obtido significado estatístico entre o grupo G1T1 e os restantes.

## 2. Análise da fratura

### 2.1. Comparação entre os diferentes grupos e o tipo de fratura

A relação entre o tipo de fratura e o tipo de material utilizado é estatisticamente significativa,  $\chi^2(8) = 23,457$ ,  $p=0,003$ . Segundo os dados obtido, predominam as fraturas adesivas no grupo controlo comparado com os outros grupos.

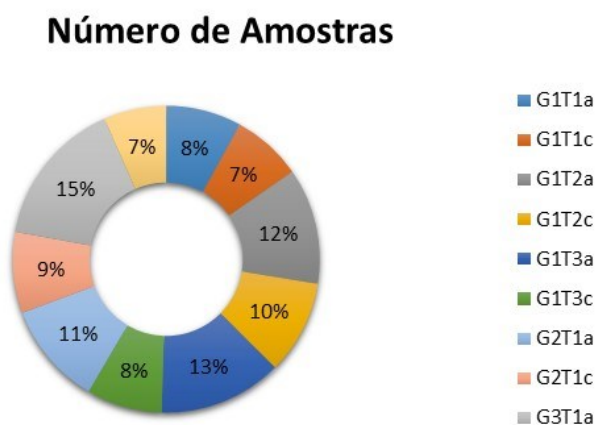
No gráfico **Figura 25** podemos verificar o tipo e quantidade de fraturas que existe entre cada grupo:



**Figura 25-** Percentagem de fraturas por grupo. É evidente uma maior quantidade de fraturas adesivas no grupo controlo quando comparada com os outros grupos.

### 3. Análise da força adesiva consoante a fratura

Na **Figura 26** apresentamos as percentagens de palitos por grupo e consoante o tipo de fratura:



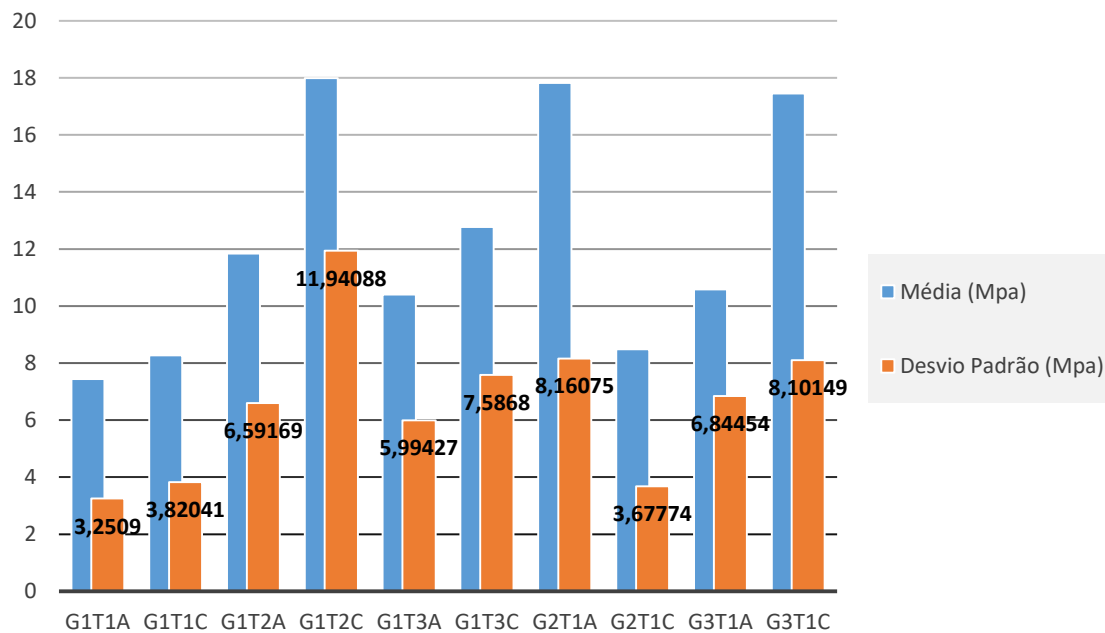
**Figura 26 -** Gráfico da percentagem do número de amostras por grupo e por tipo de fratura

Nos grupos estudados foram obtidos os resultados apresentados na Tabela 6 :

	N	Média (Mpa)	Desvio Padrão (Mpa)
G1T1a	41	7,4339	3,25090
G1T1c	38	8,2732	3,82041
G1T2a	63	11,8427	6,59169
G1T2c	51	17,9867	11,94088
G1T3a	67	10,4004	5,99427
G1T3c	41	12,7705	7,58680
G2T1a	56	17,8204	8,16075
G2T1c	44	8,4839	3,67774
G3T1a	80	10,5843	6,84454
G3T1c	34	17,4524	8,10149

**Tabela 6-** Médias e Desvio padrão de amostras por grupo e por tipo de fratura

Na Figura 27 podemos observar a distribuição por grupos da média e desvio padrão e a comparação com o número de amostras.



**Figura 27-** Gráfico de comparação entre Médias e Desvio padrão de amostras por grupo e por tipo de fratura

Nos grupos testados, há uma relação significativa entre a força adesiva e o tipo de material que é utilizado,  $F(9; 505) = 15,327$ ,  $p = ,000$ .

Estatisticamente, foram encontradas as seguintes diferenças:

	Estatística	gl1	gl2	Sig
Welch	15,327	9	505	,000*

\* $p \leq 0,05$

**Tabela 7-** Anova de Welch de amostras por grupo e por tipo de fratura

Os resultados do teste *post hoc*, representados na **Tabela 8**, indicam-nos que as diferenças significativas se encontram entre:

1. G1T1a comparando com o grupo G1T2a, sendo que G1T2a tem a média maior (7,4339 *versus* 11,8427 Mpa);
2. G1T1a comparando com o grupo G1T2c, sendo que G1T2c tem a média maior (7,4339 *versus* 17,9867 Mpa);
3. G1T1a comparando com o grupo G1T3c, sendo que G1T3c tem a média maior (7,4339 *versus* 12,7705 Mpa);
4. G1T1a comparando com o grupo G2T1a, sendo que G2T1a tem a média maior (7,4339 *versus* 17,8204 Mpa);
5. G1T1a comparando com o grupo G3T1c, sendo que G3T1c tem a média maior (7,4339 *versus* 17,4524 Mpa).

Essas diferenças existem também entre:

1. G1T1c comparando com o grupo G1T2c, sendo que G1T2c tem a média maior (8,2732 *versus* 17,9867 Mpa);
2. G1T1c comparando com o grupo G2T1a, sendo que G2T1a tem a média maior (8,2732 *versus* 17,8204 Mpa);
3. G1T1c comparando com o grupo G3T1c, sendo que G3T1c tem a média maior (8,2732 *versus* 17,4524 Mpa).

Pode-se verificar diferenças nos grupos:

1. G1T2c comparando com o grupo G1T3a, sendo que o grupo G1T2c tem a maior média (17,9867 *versus* 10,4004 Mpa).
2. G1T2c comparando com o grupo G2T1c, sendo que o grupo G1T2c tem a maior média (17,9867 *versus* 8,4839 Mpa).

Apresenta também diferenças entre:

1. G1T3a comparando com o grupo G1T2a, sendo que o grupo G2T1a tem a maior média (12,7705 *versus* 17,8204 Mpa);
2. G1T3a comparando com o grupo G3T1c sendo que G3T1c tem a média maior (12,7705 *versus* 17,4524 Mpa).

Outra das diferenças acontece entre:

1. G2T1a comparado com o grupo G2T1c, sendo que o grupo G2T1a tem uma maior média (17,8204 *versus* 8,4839 Mpa).
2. G2T1a comparado com o grupo G3T1a, sendo que o grupo G2T1a tem uma maior média (17,8204 *versus* 10,5843 Mpa).

Existem também diferenças estatisticamente significativas entre:

1. G2T1c comparado com o grupo G3T1c, sendo que o grupo G3T1c tem uma maior média (17,4524 *versus* 8,4839 Mpa).
2. G3T1a comparado com o grupo G3T1c, sendo que o grupo G3T1c tem uma maior média (10,5843 *versus* 8,4839 Mpa).

Nos restantes grupos, a diferença dos valores da resistência adesiva não é estatisticamente significativa ( $p \geq 0,05$ ).

		Nano cerâmicas						Resinas Híbridas		Controlo	
		G1T1a	G1T1c	G1T2a	G1T2c	G1T3a	G1T3c	G2T1a	G2T1c	G3T1a	G3T1c
Nano cerâmicas	G1T1a	-	1,000	,001*	,000*	,053	,005*	,000*	1,000	,037	,000*
	G1T1c	-	-	,037	,000*	,732	,059	,000*	1,000	,609	,000*
	G1T2a	-	-	-	.067	1,000	1,000	,001	1,000	1,000	,045
	G1T2c	-	-	-	-	,004*	,438	1,000	,000*	,006	1,000
	G1T3a	-	-	-	-	-	,988	,000*	,0835	1,000	,002*
	G1T3c	-	-	-	-	-	-	,099	,078	,998	,433
R.H.	G2T1a	-	-	-	-	-	-	-	,000*	,000*	1,000
	G2T1c	-	-	-	-	-	-	-	-	,722	,000*
Controlo	G3T1a	-	-	-	-	-	-	-	-	-	,003*

**Tabela 8-** Relação estatística entre as médias obtidas. Foi obtido significado estatístico entre o grupo G1T1a e os restantes, excetuando o grupo G1T3a E G2T1c. Existe também uma relação evidente entre o grupo G1T3a e G2T1a e G3T1c. é visível também uma relação entre o grupo G2T1a e G2T1c e G3T1a.

## VI. Discussão

O sucesso clínico de uma restauração indireta passa por uma boa adesão. A força de adesão vai ser definida pelo elemento mais fraco da cadeia. É perceptível que, com o aparecimento no mercado de novos materiais como as nano cerâmicas, a implementação de um protocolo base que permita uma adesão de qualidade e durável torna-se de extrema importância.

O objetivo deste estudo é perceber se, utilizando o mesmo protocolo adesivo e o mesmo cimento de resina composta, as forças adesivas a três nano cerâmicas pré-polimerizadas, uma resina híbrida pré-polimerizada e uma resina composta indireta fotopolimerizada, são clinicamente significativas. Para este objetivo, utiliza-se o teste de microtracção ( $\mu$ TBS), uma vez que é considerado, hoje em dia, um teste válido para avaliar as forças adesivas da dentina e o mais utilizado em estudos que medem as forças de adesão. A velocidade utilizada neste estudo é a estandardizada, 1 mm/minuto (Duarte, Phark, Varjão, & Sadan, 2009; Sirisha et al., 2014; Van Meerbeek et al., 2010).

O protocolo utilizado foi standard para 4 dos grupos, sendo que no grupo G2T1 (ENA) foi utilizado ácido hidrofluorídrico a 4,5%, devido às características do material.

O estudo *in vitro* realizado demonstrou que existe uma diferença entre a força adesiva entre materiais utilizados, levando à rejeição da hipótese nula, a resistência adesiva ( $\mu$ TBS) não é influenciada por materiais diferentes utilizados.

Depois de analisados os valores adquiridos, obtivemos dois valores dispares, o grupo ENA (G2T1), com os resultados mais elevados, e o grupo LU (G1T1), com os menores valores. Esta relação entre os dois materiais está de acordo com o artigo de Flury, 2016, onde são comparados, embora o adesivo e o cimento utilizados difiram. Os grupos CES (G1T2), BC (G1T3) e GD (G3T1) obtiveram valores semelhantes entre si.

Os resultados da força adesiva obtidos neste estudo estão de acordo com os encontrados em outros estudos encontrados na literatura, como podemos visualizar na

Tabela 9. Devido à falta de estudos na literatura acerca dos materiais CES, BC E GC, que utilizem os mesmos métodos, não é possível realizar uma comparação fidedigna.



Este estudo teve por base 3 famílias de materiais distintos usados para a confecção de restaurações indiretas. O primeiro grupo é constituído por três nanocerâmicas, cujas constituições diferem. O segundo grupo contém uma resina híbrida, e o terceiro uma resina composta indireta com cerâmica incorporada.

No primeiro grupo, quando comparados os três materiais, verificamos que o grupo LU (G1T1) apresentou os piores resultados. Existe significado estatístico entre o grupo LU (G1T1) e os restantes; CES (G1T2) e BC (G1T3), obtendo os últimos os resultados melhores. Paralelamente também se observou que não existe significado estatístico entre os grupos CES (G1T2) e BC (G1T3).

Esta diferença estatística pode ser resultado das diferentes composições dos materiais. Enquanto que a LU é constituída por 80% de nano partículas e aglomerados de sílica e zircónia de, por peso; a CES e a BC são constituídas por, aproximadamente, 71% de nano partículas de sílica e vidro de bário, por peso. (Awada et al., 2015; Zaghloul & Emam, 2013)

Com estes resultados podemos afirmar que, para este protocolo, dos três materiais resinosos nano cerâmicos testados, a CES e a BC vão obter resultados adesivos mais elevados quando estamos perante um substrato de dentina.

Quando comparamos os dados obtidos nas resina nano cerâmicas com o grupo da resina híbrida ENA (G2T1), percebemos que este último tem valores adesivos muito mais elevados, embora não exista significado estatístico com os grupos BC e CES.

Se compararmos com grupo da resina indireta GD (G3T1) os resultados dos materiais resinosos nanocerâmicos, concluímos que: as forças adesivas obtidas no grupo da RI são semelhantes aos grupos CES (G1T2) e BC (G1T3); por outro lado, quando comparadas com o grupo LU (G1T1), existe uma diferença estatisticamente relevante, sendo que o grupo LU (G1T1) apresenta menores valores de adesão para este protocolo.

A semelhança de valores entre os grupos GD (G3T1) vs CES (G1T2) e BC (G1T3), pode estar relacionada com a composição da resina indireta que se assemelha à constituição dos dois grupos nano cerâmicos; contém também partículas cerâmicas graváveis, que podem explicar os valores de adesão semelhantes (Özsoy, Kuşdemir, Öztürk-Bozkurt, Toz Akalın, & Özcan, 2016).

Em relação à percentagem de fraturas assistimos que os grupos com maior percentagem de fraturas adesiva foram o GD (G3T1) e o BC (G1T3). O com menor percentagem de fraturas adesivas foi o ENA (G2T1).

É viável dizer então que, se a escolha clínica for entre estes três materiais (resina nano cerâmica, resina híbrida e resina composta indireta) e se basear na adesão à dentina, então o material mais indicado é o ENA, não havendo diferenças na escolha entre a RI e as resinas nano cerâmicas de bário, sendo a opção com pior prognóstico a LU.

Para uma melhor comparação dos resultados, foi realizada uma avaliação estatística onde foi dividido cada grupo segundo o tipo de fratura, adesiva ou coesiva. As fraturas mistas foram avaliadas no SEM, como já tinha sido referido, e divididas consoante a percentagem de área adesiva exposta ( $\geq 90\%$ ).

Em relação às fraturas adesivas, observamos uma diferença nas relações entre os grupos quando comparado com a estatística conjunta, sendo a principal diferença o grupo ENA (G2T1a).

Observando os três grupos de materiais nano cerâmicos verificamos que, estatisticamente, há uma diferença entre os grupos LU (G1T1a) e CES (G1T2a), como acontecia anteriormente. Entre o grupo LU (G1T1a) e BC (G1T3a) deixou de existir significância estatística. Entre os grupos CES (G1T2a) e BC (G1T3a) continua a não existir significado estatístico.

O grupo da resina indireta GD (G3T1a) não apresenta correlação com os três grupos nano cerâmicos. Com o grupo da resina híbrida ENA (G2T1a), apresenta uma significância estatística, sendo que o ENA tem uma melhor resistência adesiva.

Através dos resultados obtidos podemos afirmar que, embora exista uma diferença entre os grupos LU (G1T1a) vs BC (G1T3a) e GD (G3T1a), estatisticamente essa diferença não tem significado estatístico. Assim, através dos valores obtidos pelas fraturas adesivas, não é possível afirmar que a adesão da BC e GD seja mais elevada quando comparada com LU.

Quando comparados com a resina híbrida ENA (G2T1a), ao contrário do que foi observado anteriormente, observamos uma diferença estatisticamente significativa com

a BC (G1T3a). Observamos também essa diferença com a LU (G1T1a). O único grupo em que não se verificou nenhuma correlação estatística foi o grupo CES (G1T2a).

Neste grupo podemos reforçar as conclusões tiradas anteriormente, em que afirmamos que a resina híbrida ENA (G2T1) é o material com melhores resultados adesivos.

Na avaliação das fraturas coesiva obtemos resultados muito dispares comparados com os grupos anteriores, principalmente quando falamos do grupo ENA (G2T1).

Nos grupos das nano cerâmicas obtivemos resultados estatisticamente significativos entre o grupo LU (G1T1c) e o CES (G1T2a). Entre os grupos BC (G1T3c) e LU (G1T1c) e os grupos BC (G1T3c) e CES (G1T2a) não existe correlação estatística, como já tínhamos verificado no grupo das fraturas adesivas.

Devido aos elevados valores obtidos pelo grupo CES (G1T2a), comparado com os outros grupos nanocerâmicos, podemos extrapolar que, depois de utilização de um material cortante a alta rotação, a nanocerâmica com maior resistência à fratura é a CES.

Quando comparado com a resina indireta GD (G3T1c), os únicos grupos com significado estatístico são LU (G1T1c) e ENA (G2T1c).

Este resultado estatístico pode ser, mais uma vez, explicado pela composição semelhante entre a resina indireta GD e as resinas nano cerâmicas CES e BC.

Comparando as nano cerâmicas com o grupo ENA (G2T1c), verificamos que os valores apresentados são menores, sendo o único valor significativo entre o ENA (G2T1c) e o CES (G1T2c).

Recorrendo a literatura, verificamos que a resistência à fratura da resina híbrida ENA é superior à do esmalte, encontrando-se entre as cerâmicas e as resinas compostas. Temos por isso, neste estudo, valores de fraturas coesivas bastante menores dos esperados (Coldea, Fischer, Swain, & Thiel, 2015; Della Bona, Corazza, & Zhang, 2014).

A causa pode estar na utilização de uma máquina de corte com uma rotação demasiado elevada, levando à criação de micro fraturas na matriz cerâmica da resina Enamic. Num estudo futuro será aconselhável o corte desta resina híbrida num

micrótomo de baixa rotação como acontece nos protocolos para material cerâmico (Meyer Filho, Vieira, Araújo, & Monteiro, 2004).

É importante referir que os resultados obtidos na presente investigação foram conseguidos através de um estudo *in vitro*, com as limitações e vantagens que dele provêm, podendo não corresponder na totalidade às condições obtidas em ambiente clínico.

Grupo	Artigo	Ano de publicação	Tratamento de superfície	Cimento/ agente de cimentação	Resultados	Teste
Lava Ultimate®	Zaghloul & Emam	2013	Jacto de alumina	Relyx ARC (etch and rinse)	7.279 ± 0.1188	MTS
		2015		Relix® U200 (self-adhesive cement)	2.07 ± 2.21	MTS
	Ab-Ghani et al.			NX3 Nexus® (etch and rinse, two-step)	3.04 ± 1.81	MTS
				Variolink® II (etch and rinse, multistep)	7.28 ± 3.29	MTS
	Park & Choi	2016	Jacto de alumina	Singlebond Universal	7.64 ± 3.37	MTS
Enamic®	Frankenberger et al.	2015	Ácido hidrófluídrico 5% + silano	Primer and bond XP+SCA (etch and rinse) Calibre (composito de resina)	23.4 ± 5	MTS
Cerasmart			jacto de alumina		16.08 (1.27)	SBS
			Ácido hidrófluídrico +silano		20.64 (1.38)	SBS

*Tabela 9- Estudos comparados*

## VII. Conclusões

De acordo com os resultados obtidos neste estudo:

1. O grupo ENA (G2T1) obteve os melhores resultados de resistência adesiva;
2. O grupo LU (G1T1) obteve o pior resultado para este protocolo adesivo. Este resultado foi estatisticamente significativo;
3. Diferentes materiais nano cerâmicos apresentam valores diferentes;
4. Que não há diferenças significativas entre a adesão imediata obtida entre o grupo controlo (G3T1) de resina composta para restaurações indiretas e os grupos da resina nano cerâmica CE (G1T2) e BC (G1T3).

Rejeitamos assim hipótese nula, uma vez que foram demonstradas diferenças significativas na resistência adesiva à dentina de diferentes materiais nano cerâmicos.

## **VIII. Relevância Clínica**

Nos dias de hoje assistimos ao grande desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM, levando ao aparecimento de novos materiais como é o caso das nano cerâmicas.

A falta de estudos acerca da resistência adesiva destes materiais e a inexistência de um protocolo base levam a uma incerteza clínica acerca das indicações clínicas destes materiais.

É de extrema importância o aparecimento de novos estudos para que haja uma fiabilidade clínica.

Este estudo permite comprovar que perante um protocolo adesivo específico foram obtidos resultados favoráveis de adesão de diferentes nano cerâmicas, uma resina indireta e uma resina híbrida, comprovando a eficácia da cimentação deste material com uma resina composta aquecida.

Esta investigação permite afirmar que, na prática clínica, quando estamos perante um dente com pouco remanescente dentário, com margens constituídas maioritariamente por dentina, e o objetivo for a utilização de um material restaurador que permita uma boa adesão, então o material selecionado deve ser o Enamic. Se o material selecionado tiver de ser uma resina nanocerâmica então, para este protocolo adesivo, deve ser utilizada a resina Cerasmart<sup>®</sup> (GC<sup>®</sup>, Tokyo, Japan).

## **IX. Perspetivas futuras**

Sendo um tema bastante atual, os blocos CAD/CAM nano cerâmicos não têm ainda uma grande expressão na literatura. Estão disponíveis vários estudos acerca de qual o melhor cimento para este material, mas, artigos acerca de protocolos adesivos ainda escasseiam.

Por estas razões, é necessário a realização de vários estudos com o objetivo de obter melhores resultados adesivos, a curto e longo prazo.

Estudos futuros deveriam:

- Comparar com outros materiais, utilizando o mesmo protocolo, como resinas diretas e cerâmicas, os valores de resistência a adesão;
- Utilizar o mesmo protocolo, alterando o tipo de cimento;
- Envelhecer as amostras, térmica e mecanicamente;
- Comparar os valores de adesão do Lava<sup>®</sup> Ultimate utilizando jato de oxido de alumínio com partículas de 50 µm e o Cojet.

## X. Bibliografia

- Ab-Ghani, Z., Ariffin, Z., Jaafar, W., Foo, S., & Mohamad, D. (2015). Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(5), 355. <http://doi.org/10.4103/0972-0707.164028>
- Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I., & Johnston, W. M. (2015). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71–75. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.014>
- Al-harbi, F. A., Ayad, N. M., Arrejaie, A. S., Bahgat, H. A., & Baba, N. Z. (2015). Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD / CAM Material. *Journal of Prosthodontics*, 00, 1–7. <http://doi.org/10.1111/jopr.12408>
- Arao, N., Yoshida, K., & Sawase, T. (2015). Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD / CAM composite materials and the bond strength of resin cements, 23(6), 629–636. <http://doi.org/10.1590/1678-775720150261>
- Awada, A., Nathanson, D., Coldea, A., Swain, M. V., Thiel, N., Della Bona, A., ... Cam, C. A. D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 114(4), 564–569. <http://doi.org/10.1007/s10266-014-0188-8>
- Bähr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal*, 32(3), 492–501. <http://doi.org/10.4012/dmj.2012-329>
- Batitucci, E., Daroz, C. B. S., Isabel, V., & Janeiro, R. De. (2013). Tratamento térmico do silano para melhorar a cimentação adesiva de restaurações cerâmicas odontológicas, 59, 460–465.
- Bortolotto, T., Doudou, W., Kunzelmann, K. H., & Krejci, I. (2012). The competition



- between enamel and dentin adhesion within a cavity: An in vitro evaluation of class V restorations. *Clinical Oral Investigations*, 16(4), 1125–1135. <http://doi.org/10.1007/s00784-011-0623-y>
- Bottino, M., Campos, F., Ramos, N., Rippe, M., Valandro, L., Melo, R., ... Bottino, M. (2015). Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Operative Dentistry*, 40(3), E83–E91. <http://doi.org/10.2341/15-057-L>
- Cardoso, M. V., De Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 31–44. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x>
- Carvalho, A. O., Sá, R. B., Jr, O. W., Maria, G., Ambrosano, B., Magne, P. C., & Giannini, M. (2016). Bond strength and micromorphology of resin - dentin interface of etch - and - rinse dentin bonding agents after 1 - year of water storage. *Applied Adhesion Science*. <http://doi.org/10.1186/s40563-016-0073-5>
- Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. (2012). Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, 21, 62–88. <http://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00274.x>
- Coldea, A., Fischer, J., Swain, M. V., & Thiel, N. (2015). Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dental Materials*, 31(6), 684–694. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2015.03.007>
- Coldea, A., Swain, M. V., Thiel, N., & Cam, C. A. D. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials, 9, 419–426. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2013.01.002>
- Costa, L. T. (2015). *Laminados cerâmicos com diferentes preparos da estrutura dentária: revisão literária*.
- Davari, A., Sadeghi, M., & Bakhshi, H. (2013). Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 7(2), 67–73. <http://doi.org/10.5681/joddd.2013.012>
- Delbons, F. B., Perdigão, J., Araujo, E., Melo Freire, C. A., Caldas, D. D., Cardoso, J.

- L., ... Lima, R. B. (2015). Randomized clinical trial of four adhesion strategies in posterior restorations - 18-month results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(2), 107–117. <http://doi.org/10.1111/jerd.12135>
- Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564–569. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>
- Duarte, S., de Freitas, C. R. B., Saad, J. R. C., & Sadan, A. (2009). The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(1), 1–9. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)00073-0](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)00073-0)
- Duarte, S., Phark, J. H., Varjão, F. M., & Sadan, A. (2009). Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dental Materials*, 25(5), 589–600. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.012>
- Duarte, S., Sartori, N., & Phark, J.-H. (2016). Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Current Oral Health Reports*, 37, 32–48. <http://doi.org/10.1007/s40496-016-0102-2>
- Ferracane, J. L., & Hilton, T. J. (2016). Polymerization stress - Is it clinically meaningful? *Dental Materials*, 32(1), 1–10. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.020>
- Frankenberger, R., Hartmann, V. E., Krech, M., Krämer, N., Reich, S., Braun, A., & Roggendorf, M. (2015). Adhesive luting of new CAD / CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(1), 9–20.
- Gan, X., Wu, T., Zhu, Z., Wu, X., Liao, Y., Yu, H., & Wang, H. (2016). Fracture toughness comparison of five indirect resin composites under the effect of thermal cycling. *Particulate Science and Technology*, 34(2), 194–200. <http://doi.org/10.1080/02726351.2015.1058873>
- Garshasbzadeh, N. Z., Mirzaie, M., Yassini, E., Shahabi, S., & Chiniforush, N. (2014). The Effect of Different Powers of Er:YAG Laser Treatment on Surface Morphology of an Indirect Composite Resin: SEM Evaluation. *J Lasers Med Sci*,

- 5(3), 130–134.
- Habelitz, S., Marshall, S. J., Jr, G. W. M., & Balooch, M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46, 173–183. [http://doi.org/10.1016/S0003-9969\(00\)00089-3](http://doi.org/10.1016/S0003-9969(00)00089-3)
- Harorli, O. T., Barutcugil, C., Kirmali, O., & Kapdan, A. (2015). Shear bond strength of a self - etched resin cement to an indirect composite : Effect of different surface treatments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 18(3), 405–410. <http://doi.org/10.4103/1119-3077.151783>
- He, L. H., & Swain, M. V. (2008). Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(1), 18–29. <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.05.001>
- Heintze, S. D. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental Materials*, 26(3), 193–206. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.10.004>
- Higashi, M., Matsumoto, M., Kawaguchi, A., Miura, J., Minamino, T., Kabetani, T., ... Yatani, H. (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dental Materials Journal*, 35(1), 21–28. <http://doi.org/10.4012/dmj.2015-234>
- Higashi, M., Matsumoto, M., Kawaguchi, A., Miura, J., Minamino, T., Klabetani, T., ... Yatani, H. (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effects of ultrasonic and acid cleaning. *Dental Materials Journal*, 35(1), 29–36. <http://doi.org/10.4012/dmj.2015-234>
- Jang, J.-H., Lee, M. G., Woo, S. U., Lee, C. O., Yi, J.-K., & Kim, D.-S. (2016). Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dental Materials Journal*, 35(4), 606–612. <http://doi.org/10.4012/dmj.2015-422>
- Kinney, J. H., Nalla, R. K., Pople, J. A., Breunig, T. M., & Ritchie, R. O. (2005). Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials*, 26(16), 3363–76.

<http://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.09.004>

- Kirmali, O., Barutçugil, C., Harorli, O., Kapdan, A., & Er, K. (2015). Resin cement to indirect composite resin bonding: Effect of various surface treatments. *Scanning*, 37(2), 89–94. <http://doi.org/10.1002/sca.21183>
- Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dental Materials*, 28(5), 467–477. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.009>
- Magne, P. (2005). Immediate Dentin Sealing : A Fundamental Procedure for Indirect Bonded Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(3), 144–155.
- Magne, P., & Belser, U. (2002). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Illinois, Estados Unidos da América: Quintessence.
- Magne, P., Carvalho, A. O., Bruzi, G., & Giannini, M. (2015). Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 574–579. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.014>
- Magne, P., Kim, T. H., Cascione, D., & Donovan, T. E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(6), 511–519. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.10.010>
- Magne, P., & Nielsen, B. (2009). Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(5), 298–305. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60178-5](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60178-5)
- Magne, P., So, W. S., & Cascione, D. (2007). Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 166–174. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60052-3](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60052-3)
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495. <http://doi.org/10.1177/0022034516634286>

- Meyer Filho, A., Vieira, L. C. C., Araújo, É., & Monteiro, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 13(1), 28–35. <http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2004.04007.x>
- Mittal, H. C., Goyal, A., Gauba, K., & Kapur, A. (2016). Clinical Performance of Indirect Composite Onlays as Esthetic Alternative to Stainless Steel Crowns for Rehabilitation of a Large Carious Primary Molar. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 40(5), 345–352.
- Mjör, I. A. (2009). Dentin permeability: The basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian Dental Journal*, 20(1), 3–16. <http://doi.org/10.1590/S0103-64402009000100001>
- Nandini, S. (2010). Indirect resin composites. *J Conserv Dent.*, 13(4), 184–194. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3010022/?report=classic>
- Newbury, D., Joy, D., Lyman, C., Echlin, P., Lifshin, E., Michae, J., ... Swayer, L. (2003). *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis* (3<sup>a</sup> Edição). Nova York, Estado Unidos da América.
- Özsoy, A., Kuşdemir, M., Öztürk-Bozkurt, F., Toz Akalın, T., & Özcan, M. (2016). Clinical performance of indirect composite onlays and overlays: 2-year follow up. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 4243(September), 1–11. <http://doi.org/10.1080/01694243.2016.1162460>
- Park, J., & Choi, Y. (2016). Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 275–284.
- Peampring, C. (2014). Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: a clinical report. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(5), 423–6. <http://doi.org/10.4047/jap.2014.6.5.423>
- Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333–357. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.01.001>
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), 24–37.

<http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.149>

Ribeiro da Silva, C. J., Gonçalves, I. C. S., Botelho, M. P. J., Guiraldo, R. D., Lopes, M. B., & Gonini Júnior, A. (2016). Interactions between resin-based temporary materials and immediate dentin sealing. *Applied Adhesion Science*, 4(3). <http://doi.org/10.1186/s40563-016-0061-9>

Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, 26(2). <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.12.002>

Schstten, H. (2013). *Scanning Electron Microscopy for the Life Sciences*.

Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(5), 420–426. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.10.021>

Sonarkar, S., Purba, R., Singh, S., Podar, R., & Yadav, and S. (2015). A new horizon for tooth colored restorations using SR Adoro system – A case report. *International Journal of Biomedical Research*, 6(11), 749–752. <http://doi.org/10.7439/ijbr>

Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382–393. <http://doi.org/10.1111/jerd.12100>

Stawarczyk, B., Krawczuk, A., & Ilie, N. (2015). Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical Oral Investigations*, 19(2), 299–308. <http://doi.org/10.1007/s00784-014-1269-3>

Stawarczyk, B., Stich, N., Eichberger, M., Edelhoff, D., Roos, M., Gernet, W., & Keul, C. (2014). Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dental Materials*, 30(3), 334–342. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.012>

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical

outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100–121.  
<http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>

Yüzbaşıoğlu, E., & Sayar-Torun, G. (2016). Adhesion of orthodontic brackets to indirect laboratory-processed resin composite as a function of surface conditioning methods and artificial aging. *Journal of Adhesion*, 30(23), 2565–2572.  
<http://doi.org/10.1080/01694243.2016.1186327>

Zaghloul, H. H., & Emam, Z. N. (2013). Marginal adaptation and fracture resistance of two lava tm crown systems cemented with two mechanisms of adhesive bonding. *Egyptian Dental Journal*, 59, 4271:4283.

## XI. Anexos

### Anexo 1 – Parecer da comissão de ética do ISCSEM

